

**Aus dem Institut für Rechtsmedizin der Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. W. Eisenmenger**



**METHODEN ZUR NICHT INVASIVEN BESTIMMUNG DER IN-VIVO
MUSKELKRAFT IN KORRELATION ZUM MUSKELQUERSCHNITT AM BEISPIEL
DER MENSCHLICHEN OBERSCHENKELMUSKULATUR**

**Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig- Maximilians Universität zu München**

Vorgelegt von:
Nicola Hackenberg
aus Ingolstadt
2005

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Matthias. Graw

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med Magdalena Müller-Gerbel
Prof. Dr. med. Volkmer Jansson

Mitbetreuung durch den
Promovierten Mitarbeiter Dipl.-Ing. Dr. rer. biol. hum. Markus Schönpflug

Dekan: Prof. Dr. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 15. 12. 2005

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	3
1.EINLEITUNG	5
2.GRUNDLAGEN.....	6
2.1. Beziehung zwischen Bau und Funktion der Skelettmuskulatur	6
2.2. Muskelphysiologie	8
2.3. Das α -Motoneuron.....	11
2.4. Die motorische Einheit.....	11
2.5. Die Erregungs-Kontraktionskopplung.....	11
2.6. Beziehung zwischen Kontraktionskraft und Sarkomerlänge	13
2.7. Die isometrische Kontraktion	14
2.8. Individuelle Einflussgrößen auf die Muskelkraft.....	16
2.8.1. Der Einfluss des Geschlechts	16
2.8.2. Einfluss des Trainingszustands	16
2.9. Für diese Studie relevanten Oberschenkelmuskeln	17
2.10 Das Kniegelenk	19
2.10.1. Patella	24
2.10.2. Das Drehzentrum des Kniegelenks	25
2.11. Die Magnetresonanztomographie (MRT)	25
3. MATERIAL UND METHODEN.....	27
3.1. Anatomische Daten der Probanden.....	27
3.2. Auswertung der Kernspindaten.....	28
3.3. Die Winkelmessung	32
3.4. Kraftmessung an der Kraftmaschine	34
3.5. Rechenwege zur Ermittlung der theoretischen Muskelkraft.....	35
3.5.1. Berechnung der Muskelkraft aus der Querschnittsfläche	35
3.5.2. Berechnungen der Muskelkraft aus den Kraftmessungen.....	37
3.6. Einfluss und Lokalisation der Knieachse.....	39
3.6.1. Versuchsaufbau des Bewegungsanalyse-Messsystems:.....	39
3.6.2. Ablauf des Versuches der Determination der Knieachse.....	47

4. ERGEBNISSE	48
4.1. Ergebnisse des Kraftversuchs	48
4.2. Ergebnisse der Kernspinauswertung	48
4.3. Aus Kernspinauswertung berechnete Kräfte	50
4.4. Korrigierte Kräfte	51
4.5. Vermessung der relevanten Beinmaße der Probanden im MRT	54
4. 6. Ergebnisse des Knieachsenversuchs	56
5. DISKUSSION	57
5.1. Die Kernspinauswertung	57
5.2. Die Kraftmessungen	61
5.3. Der Knieachsenversuch	65
5. 4. Ergebnisdiskussion	68
5.5. Vorteile des gesamten Versuchskonzeptes	70
5.6. Schlussfolgerungen	71
6. ZUSAMMENFASSUNG	72
7. LITERATURVERZEICHNIS	73
8. ANHANG	79
DANKSAGUNG:	80
LEBENS LAUF	81

1. Einleitung

In vielen Bereichen des Sports oder der Medizin ist die Kenntnis der Muskelkraft, die ein Mensch aufbringen kann, von großer Relevanz. Beispielweise ist sie von entscheidender Bedeutung für die Einschätzung der Leistungsfähigkeit eines Athleten. In der Orthopädie und Traumatologie spielen Muskelkräfte beim Heilungsverlauf von Frakturen eine entscheidende Rolle. So kann die Kontraktion von zwei antagonistisierenden Muskeln die Frakturstücke auseinander ziehen und somit eine Heilung verzögern oder unmöglich machen. Die Ruhigstellung einer Extremität soll derartige Komplikationen vermeiden.

Im Gegenzug bringt allerdings die Immobilisation einer Extremität immer auch Nachteile mit sich. Muskelatrophie oder eine eventuell eintretende Thrombose [25] sind mögliche Folgen. So beschreibt die Studie von Kawakami, Akima et al. [16] beispielsweise nach 20 Tagen Bettruhe nicht nur eine Verminderung des physiologischen Muskelquerschnitts, sondern zusätzlich auch Einbußen in der Fähigkeit, motorische Muskeleinheiten zu aktivieren [16]. Unter diesen Gesichtspunkten sollte man die Indikation zur Ruhigstellung einer Extremität, besonders bei problematischem Patientengut wie z. B. Kindern und alten Menschen, stets sorgfältig überprüfen [9].

Die Messung der maximalen Muskelkraft eines Menschen kann bei gesunden Personen an herkömmlichen Kraftmaschinen, wie sie zum Beispiel zum Muskelaufbau im Sport verwendet werden, ermittelt werden. Schwierigkeiten ergeben sich allerdings, wenn der Proband bzw. Patient keine Kraftmessung durchführen kann, weil er beispielsweise eine Fraktur erlitten hat.

Es ergibt sich also die Fragestellung nach Parametern zur Abschätzung der in vivo wirkenden Muskelkraft einzelner Muskeln oder Muskelgruppen, wenn keine Möglichkeit zur Durchführung einer Kraftmessung besteht.

In diesem Falle stellt die Berechnung der Muskelkraft unter Zuhilfenahme der Querschnittsfläche über eine standardisierte Formel (siehe Kapitel 3.5) das übliche Verfahren dar.

In der folgenden Arbeit soll diese Methodik kritisch überprüft werden. Ziel ist es, der Frage nach zu gehen, ob die maximale Muskelkraft einer Person tatsächlich in vivo aus der Messung der Muskelquerschnittsfläche berechnet werden kann.

2.Grundlagen

2.1. Beziehung zwischen Bau und Funktion der Skelettmuskulatur

Die maximale Kraftentwicklung:

Die Kraft, die ein Muskel entwickeln kann, ist von seiner physiologischen Querschnittsfläche abhängig [18]. Einer der ersten Beschreiber dieses Phänomens war Weber im Jahre 1846 [26].

Er stellt außerdem fest, dass die physiologische oder funktionelle muskuläre Querschnittsfläche nicht unbedingt mit der anatomischen Querschnittsfläche identisch sein muss.

Folgende Skizze zeigt die unterschiedlichen Querschnittsflächen verschiedener Muskel (Abbildung Nr.1)

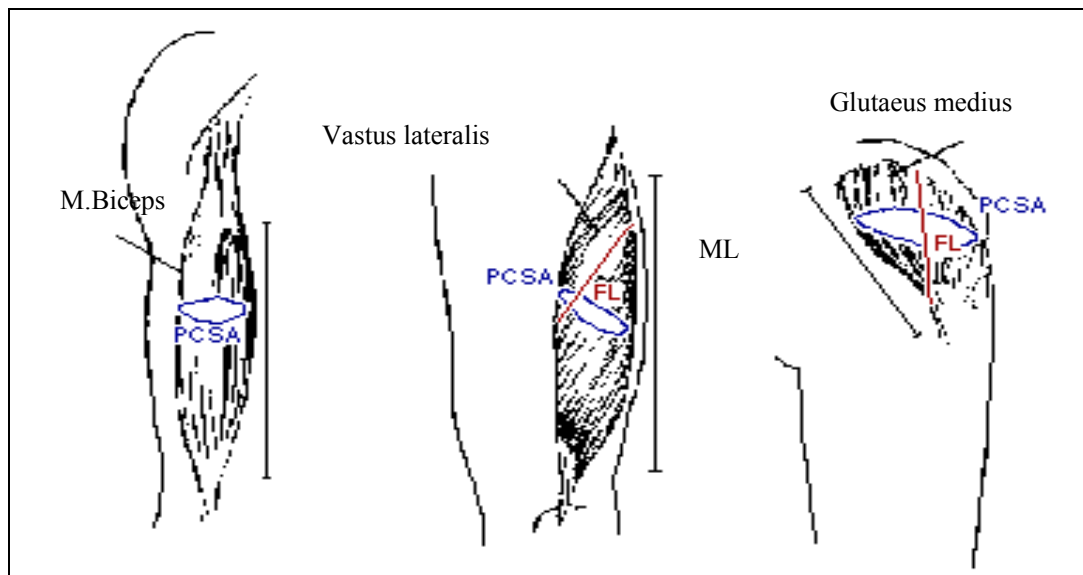


Abbildung Nr. 1: Physiologische Muskelquerschnittsfläche PCSA an verschiedenen Muskeln [2]

Der physiologische Querschnitt eines Muskels ist derjenige, welcher alle Fasern dieses Muskels im rechten Winkel schneidet [26].

So entspricht bei gefiederten Muskeln die anatomische Querschnittsfläche nicht der physiologischen [26].

Auch Reys [37] verfasste bereits 1915 eine Studie über die absolute Kraft der Muskeln im menschlichen Körper. In dieser Studie kam er unter anderem zu folgenden Schlussfolgerungen:

1. *“Die natürliche absolute Kraft pro Quadratdezimeter physiologischen Querschnitts der Wadenmuskeln bei rechtwinklig gebogenem Fuß ist 5,25 kg.“*
[Anmerkung: die Kraft wird normalerweise in N angegeben]
2. *“Die natürliche absolute Kraft von Muskeln im menschlichen Körper unter Einfluss des Willens ist die größte Kraft, die im Verlauf der Kontraktion in der Längsrichtung der Endsehne ausgeübt werden kann.“*
3. *„Der physiologische Querschnitt eines gefiederten Muskels ist gleich der Oberfläche X [multipliziert mit dem] sin des Winkels, den die Fasern mit der Richtung der Endsehne bilden.“ [37]*

Für die Berechnung der funktionellen Querschnittsfläche wurde folgende Gleichung von ihm aufgestellt:

$$QF = (MM \times \cos \alpha) / (FL \times mD)$$

Gelöscht: <sp>¶

Formel Nr. 1

QF = Querschnittsfläche
MM = Muskelmasse
FL = Faserlänge
mD = muskuläre Dichte

In dieser Gleichung entspricht die Muskelmasse dem Feuchtgewicht des Muskels, α entspricht dem Ansatzwinkel der Faser. Die Faserlänge wird als durchschnittliche Faserlänge des Gesamtmuskels angegeben und die muskuläre Dichte kann konstant mit $1,067 \text{ g} \times \text{cm}^{-3}$ eingesetzt werden. Unter in-vivo-Bedingungen lässt sich die funktionelle Querschnittsfläche eines Einzelmuskels bzw. einer Muskelgruppe vereinfacht, nicht invasiv, mit hinreichender Genauigkeit nach folgender Gleichung abschätzen:

$$QF (F) = \text{Muskelvolumen} / \text{Faserlänge}$$

Formel Nr. 2

Die Faserlänge ergibt sich aus dem weitgehend konstanten Verhältnis von Muskellänge zu Faserlänge, was aus isolierten Muskeln bekannt ist [18].

2.2. Muskelphysiologie:

Quergestreifte Muskulatur:

Ein Muskel besteht aus mehreren Muskelbündeln, welche makroskopisch erfassbar sind. Diese Muskelbündel enthalten mehrere Muskelfasern, die ein Synzytium aus mehreren, in der Entwicklung miteinander verschmolzenen Zellen darstellen und daher mehrere Zellkerne beinhalten.

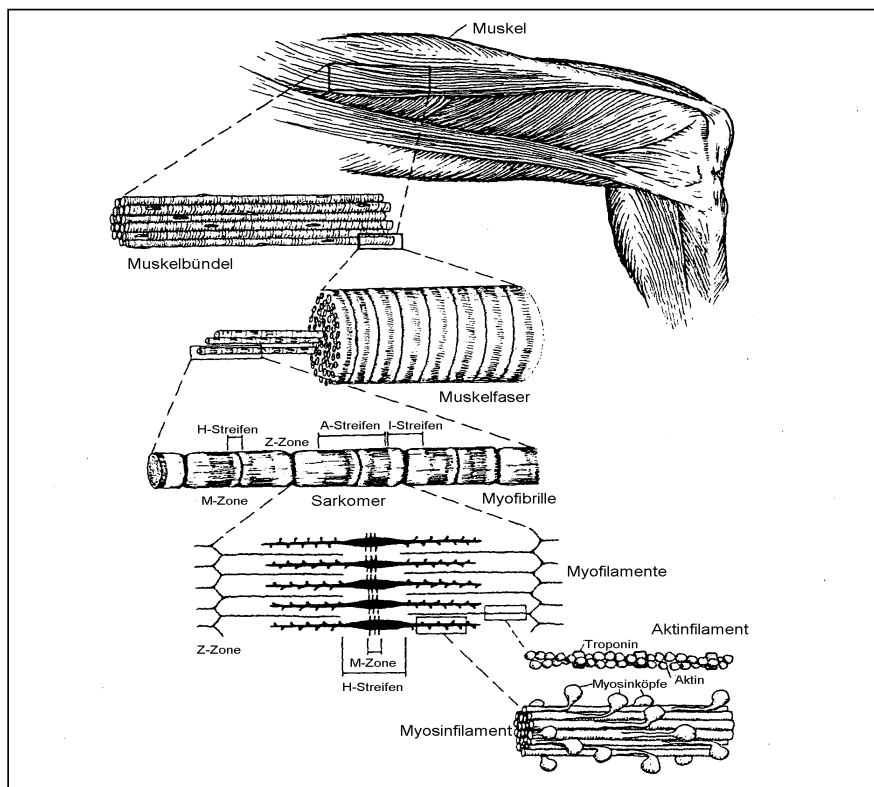


Abb. Nr.2: Der Aufbau des Muskels [38]

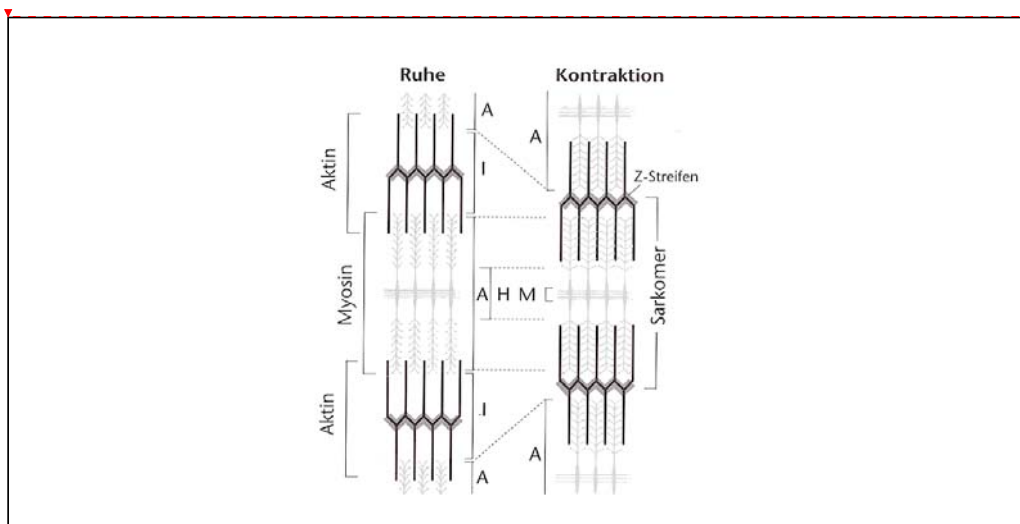
Die typische Querstreifung der Skelettmuskelfaser, die sich aus der regelmäßigen Anordnung ihrer kontraktilen Proteine Aktin und Myosin (s.u.) ergibt, lässt sich unter dem Lichtmikroskop erkennen. Die Länge der Skelettmuskelfaser kann bis zu 15 cm betragen, der Durchmesser liegt bei 15-200 µm.

Das Sarkolemm, die Zellmembran, umschließt das Sarkoplasma, in dem die Myofibrillen, das sarkoplasmatische Retikulum, mehrere Zellkerne, reichlich Mitochondrien und andere sarkoplasmatische Einschlüsse, wie Lysosomen, Fetttropfchen, Glykogen etc. liegen [11]. Abbildung Nr. 2 verdeutlicht den molekularen Aufbau der Muskeln.

Aufbau der Myofilamente:

Myosinfilament:

Etwa 200 längliche, spiralförmig umeinander gedrehte Myosinmoleküle bilden das Myosinfilament. Der Körper des Myosinfilaments besteht aus den Schwanzteilen der Moleküle. Die nach außen ragenden Myosinköpfe stellen die für die Kontraktion wichtigen Querbrücken dar. Während einer Kontraktion verbinden sich die Querbrücken (Myosinköpfe) des Myosinfilaments mit den Aktinfilamenten und ziehen diese an sich entlang zur Sarkomermitte hin. Abbildung Nr.3 [11] demonstriert den Kontraktionsprozess zwischen Aktin- und Myosinfilamenten:



Gelöscht: <sp>||

Abb. Nr.3.: Der Kontraktionsprozess zwischen Aktin- und Myosinfilamenten [11]

Aktinfilament:

Die drei Proteine Aktin, Tropomyosin und Troponin bilden das Aktinfilament.

Das Aktin besteht aus zwei spiralförmig ineinander verdrehten Ketten, den F- Aktin-Molekülen. Diese F-Aktin-Moleküle sind ihrerseits aus kleineren kugelförmigen Untereinheiten, den G-Aktin-Molekülen zusammengesetzt. Man kann sich das Aktinprotein als zwei umeinander gedrehte Perlenketten, deren einzelne Perlen die G-Aktinmoleküle sind, vorstellen. Die Myosinquerbrücken greifen im Rahmen der Muskelkontraktion an diesen Querbrücken an.

Tropomyosin:

Es liegt in den Windungen des F-Aktinmoleküls. „ *Im Ruhezustand bedeckt es die Bindungsstellen für die Myosin-Querbrücken, so dass keine Verbindung zwischen Aktin und Myosin hergestellt werden kann.*“

Troponin:

Nach Hick [11] ist Troponin "ein aus drei Untereinheiten bestehendes Molekül, das dem Aktin- und dem Tropomyosin aufliegt. Jede der drei Troponin-Untereinheiten hat eine spezielle Bindungsstelle: für Aktin (Troponin-A), für Tropomyosin (Troponin-P) und für Calcium (Troponin-C)"[11]. Diese Angaben sind mit denen gängiger Lehrbücher, wie z. B. Leonhardt [19] vergleichbar.

In Abbildung Nr. 4 ist der Feinbau des Aktinfilaments dargestellt [11].

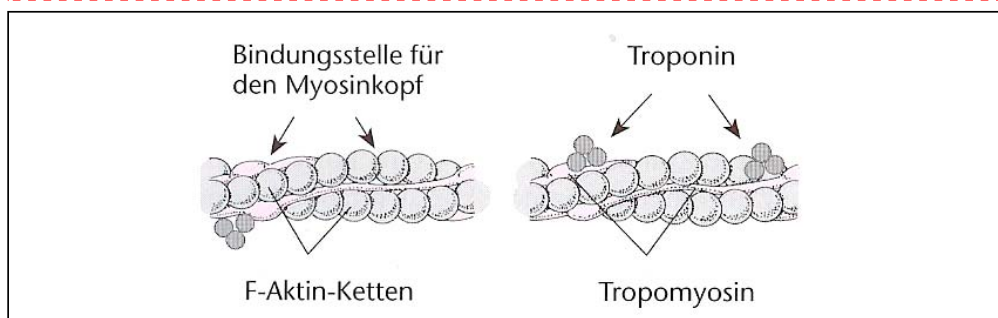


Abb. Nr.4.: Der Feinbau des Aktinfilaments [11]

Gelöscht: <sp>¶

2.3. Das α -Motoneuron

Die α -Motoneurone aus den Vorderhornzellen des Rückenmarks haben die Innervation des Skelettmuskels zur Aufgabe. Eine Fülle von Impulsen konvergiert auf diese α -Motoneurone. Es handelt sich hierbei sowohl um Afferenzen (z.B. aus der Haut), als auch um zentral steuernde Einflüsse. Das Zusammenwirken dieser Einflüsse bestimmt die Aktivität des α -Motoneurons. Es setzt diese in eine einzige Efferenz um, die durch eine hohe Leitungsgeschwindigkeit und einen großen Durchmesser charakterisiert ist [6].

2.4. Die motorische Einheit

Ein motorisches Neuron und die von ihm innervierten Muskelfasern bilden die motorische Einheit. Die Anzahl dieser Muskelfasern kann sehr unterschiedlich sein. Je weniger Fasern eine motorische Einheit enthält, desto genauer können die Bewegungen des Muskels abgestimmt werden [6].

2.5. Die Erregungs-Kontraktionskopplung

Über das Motoneuron gelangen Aktionspotentiale zum Muskel und führen zu einer Depolarisation im sarkoplasmatischen Retikulum (Calciumspeicher in einer Muskelzelle). Dadurch wird das gespeicherte Calcium freigesetzt und kann zu den Myofilamenten diffundieren, um sich dort an die Calciumbindungsstelle von Troponin-C anzulagern. Dies bewirkt dort eine Konformitätsänderung und gibt somit die Bindungsstellen für die Myosinköpfe frei. Dadurch können sich die Myosinköpfe an das Aktinmolekül anlagern, und die Voraussetzung für die Muskelkontraktion ist gegeben [6].

Der Kontraktionsprozess

„ Der Zyklus des elementaren Kontraktionsprozesses kann in vier Phasen unterteilt werden:

- Phase 1: Der Myosinkopf ist fest mit dem Aktinmolekül verbunden, es liegt Aktomysin vor. Zum Lösen des Myosinkopfes ist ATP* im Zytosol notwendig.
- Phase 2: Bindet der Myosinkopf ATP, so nimmt die Affinität seiner Bindung zu Aktin stark ab. Dadurch trennt sich der Myosinkopf vom Aktinmolekül. Der Zyklus kann aber nur weiter laufen, wenn ATP wieder vom Myosinkopf entfernt wird. Dies erfolgt in der Muskelzelle ausschließlich durch Spaltung von ATP in ADP und P; (ATPase-Wirkung des Myosins). Dieser Schritt hängt von der Anwesenheit von Mg^{2+} ab. [Anmerkung: ATP= Abkürzung für Adenosintriphosphat: Das ATP dient im Körper als Energieüberträger. Dies wird dadurch bewiesen, dass es während der Muskelkontraktion abgebaut wird, und dass seine Resynthese davon abhängt, ob im Muskel oxidative , energieliefernde Prozesse ablaufen können [21].
- Phase 3: Sind nach der ATP-Spaltung ADP und P~ am Myosinkopf gebunden, steigt die Affinität der Aktin-Myosin-Bindung wieder. Der Myosinkopf legt sich erneut am Aktinmolekül an. Die anschließende Abgabe von ADP und P~ vom Myosinkopf erfolgt unterschiedlich rasch; zunächst wird durch das benachbarte Aktin stark beschleunigt.
- Phase 4: Der Übergang in diesen Zustand ist die eigentliche Kraftstufe. Man hat diese mit einer Drehung des Myosinköpfchens erklärt, durch die in der Regel das Myosinmolekül einen Schritt zwischen die Aktinfilamente gezogen wird. Dieser mechanisch sehr einleuchtende Vorgang konnte jedoch bisher nicht schlüssig bewiesen werden, so dass auch andere Hypothesen existieren. Das anschließende Entfernen des ADP vom Myosinkopf beendet den Zyklus, und Phase 1 ist wieder erreicht.“ [17] (Siehe hierzu auch Leonhardt [19].)

2.6. Beziehung zwischen Kontraktionskraft und Sarkomerlänge

„Zeichnet man die gemessene totale Kraft gegen die jeweilige Sarkomerlänge auf, so findet man ein Kraftmaximum bei einer Sarkomerlänge zwischen $2,0\text{-}2,2\ \mu\text{m}$.“ [11]

Dies entspricht der Ruhelänge des Sarkomers in einem nicht gedehnten Muskel, bei der sich die Aktin- und Myosinfilamente vollständig überlagern. Befinden sich die Filamente in dieser Stellung, können dadurch alle Myosin- Querbrücken eine Verbindung zum Aktinfilament eingehen und so eine maximale Spannung entwickeln. Eine Überlagerung findet nur noch teilweise statt, wenn das Sarkomer vorgedehnt wird. Die resultierende Gesamtkraft fällt somit zwangsläufig geringer aus, da nicht mehr alle Querbrücken einen Angriffspunkt an den Aktinfilamenten haben. Abbildung Nr. 5 zeigt den Einfluss der Sarkomerlänge [11]. Bei einer Vordehnung des Sarkomers auf über $3,6\ \mu\text{m}$ ist eine Muskelkontraktion nicht mehr möglich, da sich Aktin- und Myosinfilamente überhaupt nicht mehr überlappen.“ [11]

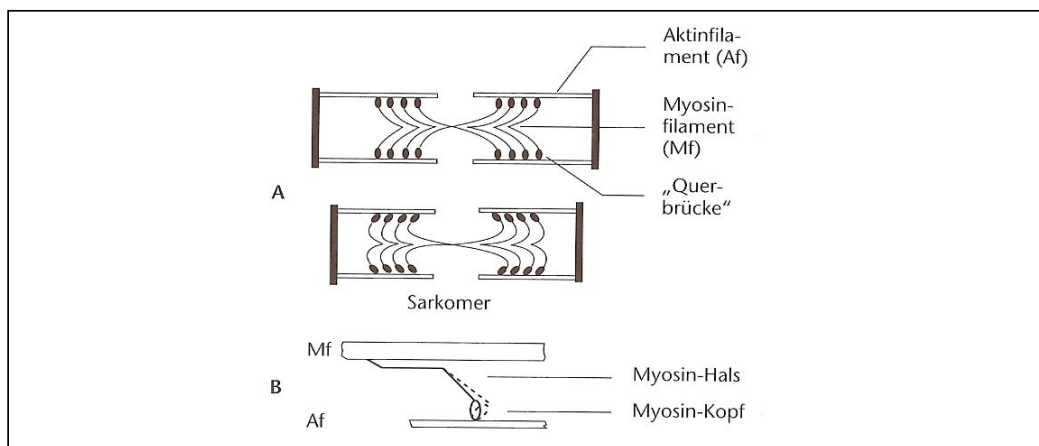


Abb. Nr. 5.: Der Einfluss der Sarkomerlänge [11]

Gelöscht: <sp>

7. Die isometrische Kontraktion

Der Muskel besitzt drei Möglichkeiten der Kontraktion:

Die **isotonische** Kontraktion, bei welcher der Muskel verkürzt wird, die **isometrische** Kontraktion, bei der Spannung verändert wird (und keine Längenänderung des Muskels stattfindet), und die **auxotonische** Kontraktion, die eine Mischform zwischen den beiden vorher genannten Kontraktionsformen darstellt.

Für diese Studie wurde die isometrische Kontraktionsform berücksichtigt.

Hick [11] beschreibt die isometrische Kontraktion wie folgt:

„Wird ein Muskel an seinen beiden Enden fixiert und dann zu einer Kontraktion gereizt, kontrahiert er sich, ohne dass er sich verkürzt: isometrische Kontraktion. Dabei entsteht bei konstanter Muskellänge („Isometrie“) im Muskelinnern durch die Kontraktion eine Spannung, die mit an den fixierten Muskelenden angebrachten Spannungsmessern registriert werden kann.“[11]

Abbildung Nr. 6 zeigt den Verlauf der Ruhe-Dehnungs-Kurve.

Ausgehend von verschiedenen Graden der Vordehnung eines Muskels, d.h. von verschiedenen Punkten der Ruhe-Dehnungs-Kurve (siehe Abbildung Nr.6) kann eine solche isometrische Kontraktion ausgelöst werden. In Abhängigkeit von der Vordehnung des Muskels bei Kontraktionsbeginn verändert sich die Kontraktionskraft eines Muskels [11]. *„Misst man die maximale Kraft, die der Skelettmuskel bei verschiedener Vordehnung unter isometrischen Bedingungen entwickeln kann und trägt diese in einem Koordinatensystem auf, erhält man die Kurve der isometrischen Maxima.“* (siehe Abbildung Nr.7) [11] Die zur Vordehnung aufgewendete Kraft, die sich in der Ruhe-Dehnungs-Kurve widerspiegelt, muss von der in der Kurve der isometrischen Maxima bestimmten totalen Kraftentwicklung des Muskels abgezogen werden. Somit erhält man die aktive Kontraktionskraft, die ein Muskel bei einer bestimmten Vordehnung erzeugen kann [11]. *„ Unabhängig von der Vordehnung und der Kraftentwicklung leistet ein sich isometrisch kontrahierender Muskel keine [physikalische] Arbeit (Arbeit = Kraft x Weg), da er sich nicht verkürzt und daher keinen „Weg“ zurücklegt. Die vom Muskel bei dieser isometrischen Kontraktion umgesetzte Energie wird daher ausschließlich als Wärme nach außen abgegeben“* [11].

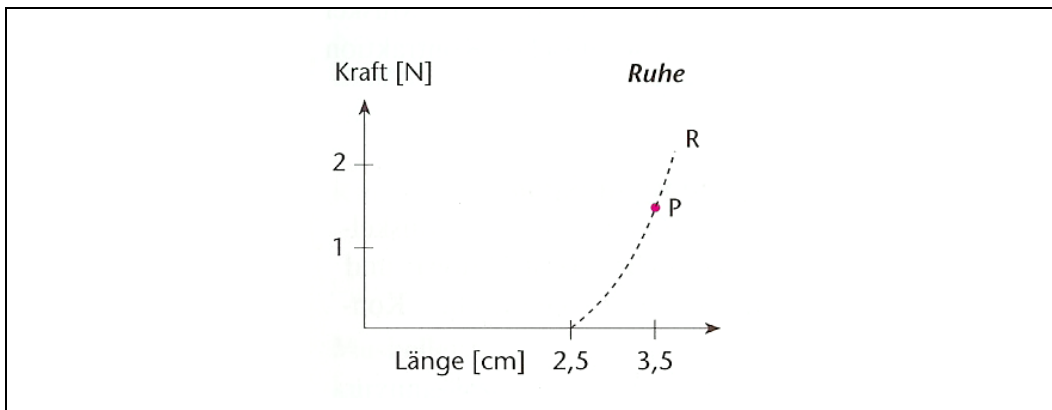
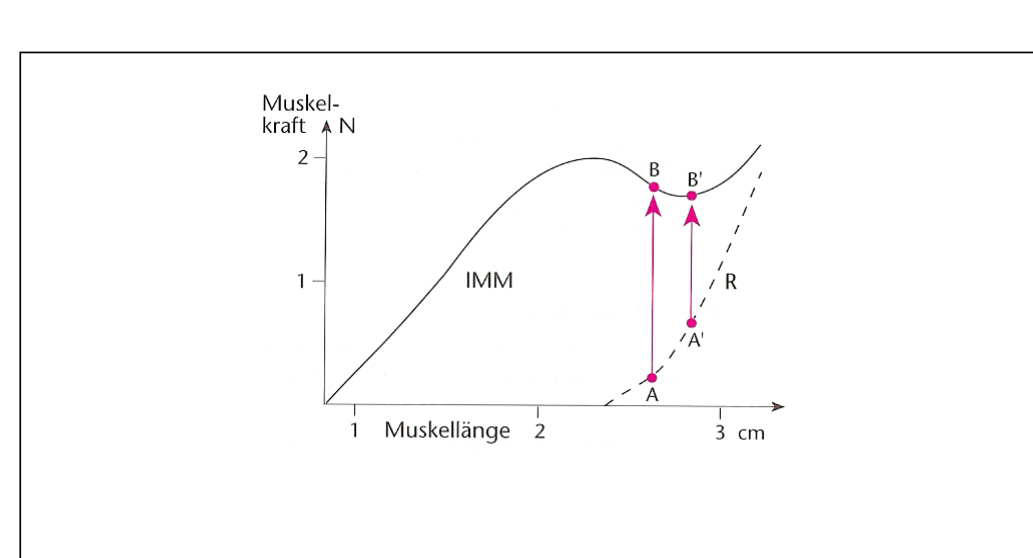


Abb.Nr. 6: Die Ruhe-Dehnungs-Kurve ausgehend von einem beliebigen Punkt P [11]



Gelöscht: <sp>¶

Abb. Nr.7: Kurve der isometrischen Maxima (IMM) und Ruhe-Dehnungskurve(R) [11] "(Bei einer von Punkt A ausgelösten isometrischen Kontraktion entwickelt der Muskel aktiv die Kraft, die der Strecke A-B entspricht. Die Kraft von A bis zum Nullpunkt der Kraftskala entspricht der Kraft, mit der der Muskel passiv vorgedehnt wurde (z.B. in der Versuchsanordnung). Bei größerer passiver Vordehnung, z. B. auf Punkt A' der Ruhe-Dehnungs-Kurve, resultiert eine niedrigere aktive isometrische Kraftentfaltung (B').)"

2.8. Individuelle Einflussgrößen auf die Muskelkraft

Im Folgenden werden verschiedene Einflussparameter auf die Korrelation zwischen Muskeldurchmesser und Kraft diskutiert:

2.8.1. Der Einfluss des Geschlechts:

Aus bisherigen Studien geht hervor, dass sich bei Männern und Frauen kein Unterschied zwischen Muskeldurchmesser und Kraft an den Unterschenkelmuskeln, Ellenbogenstreckern und Ellenbogenbeugern findet, während der Quotient Kraft pro Durchmesser für die Kniebeuger und -strecker bei Männern um ein Drittel bis ein Viertel höher ist [36]. Der Grund für diesen Unterschied wird in dieser Studie nicht erklärt.

Sowohl bei Ryushi et al. [36], als auch bei Ikai und Fukunaga [36] war kein signifikanter Unterschied der Quotienten aus Muskelkraft und -querschnittsfläche der Oberarmmuskulatur bei Männern und Frauen festzustellen. Es wurden jedoch in diesen Studien keine Angaben über den Trainingszustand gemacht. Im Gegensatz dazu beschreiben Freilich et al. [36] jedoch bei Männern signifikant größere Maximalkräfte pro Muskeldurchmesser als bei Frauen. Die Maximalkraft lag bei einem Durchmesser von 50 mm bei Männern im Mittel bei 6,4N, bei Frauen bei 5,0N. Bei Frauen und Männern war der Zuwachs der Muskelkraft interessanterweise mit zunehmendem Durchmesser mit knapp 0,1N pro mm gleich [36].

2.8.2. Einfluss des Trainingszustands:

Ikai und Fukunaga [13] fanden bei Trainierten und Untrainierten, Jugendlichen und Erwachsenen, Männern und Frauen, identische Quotienten aus Kraft und Querschnittsfläche der Oberarmmuskeln [36].

"Ryushi et al. (1988) hingegen ermittelten bei jungen männlichen Kraftsportlern deutlich höhere Maximalkräfte pro Querschnittsfläche der Kniestrecker ($55\text{N}/\text{cm}^2$) als bei anderen körperlich aktiven Männern ($42\text{ Nm}/\text{cm}^2$)." [36]

2.9. Für diese Studie relevanten Oberschenkelmuskeln

In die Berechnungen von Kapitel 3.5. gingen folgende Muskeln ein:

Die Streckergruppe

Musculus quadriceps femoris:

Der Musculus quadriceps femoris wird durch den Nervus femoralis innerviert und setzt sich aus vier Muskelbäuchen zusammen. Er ist der mächtigste Muskel des Menschen. Die vier Anteile inserieren über eine gemeinsame Sehne am proximalen Rand und an den seitlichen Rändern der Patella. Somit wirkt er über das Ligamentum patellae und die Retinacula patellae auf die Tuberositas tibiae [34]. Die Hauptaufgabe des M. quadriceps femoris ist die Streckung des Kniegelenks.

Die vier Anteile des Muskulus quadriceps femoris werden im Folgenden beschrieben:

M. rectus femoris :

Der Musculus rectus femoris wirkt über zwei Gelenke. Seine Ursprünge sind die Spina iliaca anterior inferior und der kraniale Rand des Acetabulums. Er unterstützt zusätzlich zu seiner Streckfunktion auch die Beugung im Hüftgelenk [34].

M. vastus medialis:

Der M. vastus medialis ist im Gegensatz zum M. rectus femoris eingelenkig und entspringt, distal stärker als proximal, am Labium mediale femoris (Linea aspera) [34].

M. vastus lateralis:

Auch der Musculus vastus lateralis ist eingelenkig. Er hat seinen Ursprung am Labium laterale bis hin zum Trochanter major [34].

M. vastus intermedius:

Der M. vastus intermedius entspringt am ventralen Umfang des Femur und ist ebenfalls eingelenkig [34].

Ein weiterer Anteil des M. quadrizeps femoris ist der M. articularis genus, der aber aufgrund seiner geringen Größe in den Rechnungen für die theoretische Muskelkraft aus der Kernspinauswertung nicht berücksichtigt wird [34].

Musculus tensor fasciae latae:

Dieser ebenfalls den Streckern zugehörige Muskel wird vom Nervus gluteus superior innerviert. Sein Ursprung befindet sich an der Spina iliaca anterior superior, sein Ansatz am Tractus iliotibialis. Neben der Unterschenkelstreckung übernimmt der Muskel die Funktion, den Oberschenkel im Hüftgelenk zu beugen und die Fascia lata zu spannen [34].

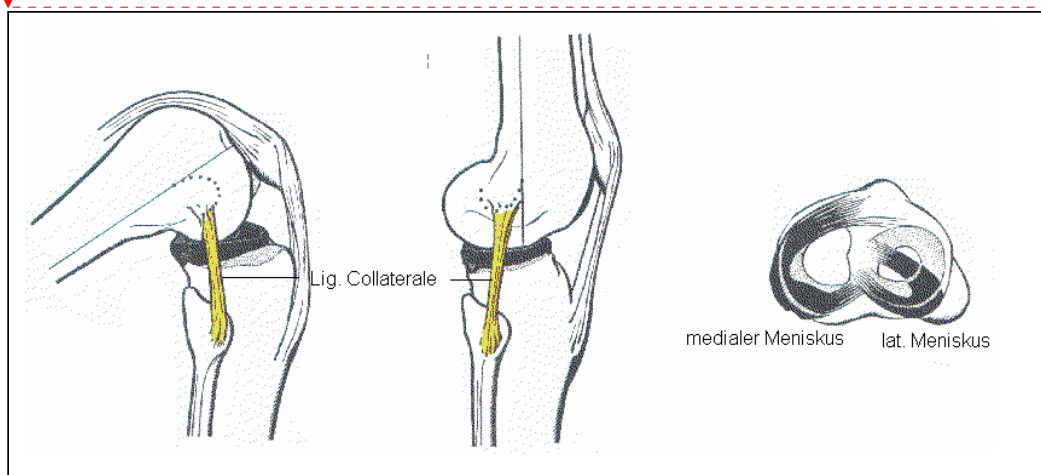
2.10 Das Kniegelenk

Kapandji beschreibt das Kniegelenk wie folgt:

„Das Kniegelenk ist das mittlere Gelenk der unteren Extremität. Im wesentlichen ist es ein Gelenk mit einem Grad der Freiheit – es kann gebeugt und gestreckt werden, und es ermöglicht dem Extremitätenende eine Annäherung an deren Wurzel oder eine Entfernung von dieser.“ [15]

Im Kniegelenk stehen drei Knochen über zwei Gelenke miteinander in Verbindung. Femur (Oberschenkelknochen) und Tibia (Schienbein) artikulieren über das Femoro-Tibialgelenk, Femur und Patella (Kniescheibe) über das Femoro- Patellargelenk [22]. Zur Stabilisierung des Gelenks tragen verschiedene Band- und Kapselstrukturen bei, unter anderem die Seiten- (Ligamenta collateralia) und Kreuzbänder (vorderes Kreuzband: Ligamentum cruciatum anterior; hinteres Kreuzband: Ligamentum cruciatum posterior) und die Menisci [22].

Abbildung Nr.8 zeigt den Aufbau des Kniegelenks.



Gelöscht: <sp>¶

Abb. Nr. 8: Der Aufbau des Kniegelenks [20]

Die Menisci dienen der Gelenkführung und der Druckverteilung [22], die Bänder hauptsächlich der Stabilisierung (z.B gegen zu starke Verdrehungen des Gelenks). Die Patella ist über die Patellarsehne an der Tuberositas tibiae mit der Tibia verbunden. Von oben inserieren über ihre langen Sehnen die Muskelbäuche des Musculus quadrizeps an der Patella [22].

Die komplizierte Form der Femurkondylen (Siehe Abbildung Nr.9) wirft die Frage auf, aus welchem Grund dieses Gelenk so konzipiert ist.

Kapandji erklärt den Grund dafür wie folgt: „Die Gestalt von Femur- und Tibiakondylen ist an die Beugung im Kniegelenk angepasst. Zwei gegeneinander bewegliche Knochenenden (a) schleifen sich in Adaptation an die gegebene Bewegung ab (b, Versuch von Fick). Die Beugung kann allerdings nicht 90° erreichen (c), es sei denn, man entfernt vom oberen Element ein keilförmiges Segment (d). Nun wird die untere Fläche erst später anschlagen. Die sich für das Femur ergebende Schwachstelle wird eliminiert, indem die Diaphyse nach vorne verlagert wird (e), die Kondylen laden nach hinten aus. Parallel dazu ist an der Tibia hinten ab- und vorne angebaut (f), dass ihre Kondylen ebenfalls nach hinten ausladen. Unter diesen Voraussetzungen finden beträchtliche Muskelmassen zwischen Tibia und Femur Platz.“ [15]

Abbildung Nr. 9 verdeutlicht diesen Sachverhalt.

Gelöscht: <sp>¶

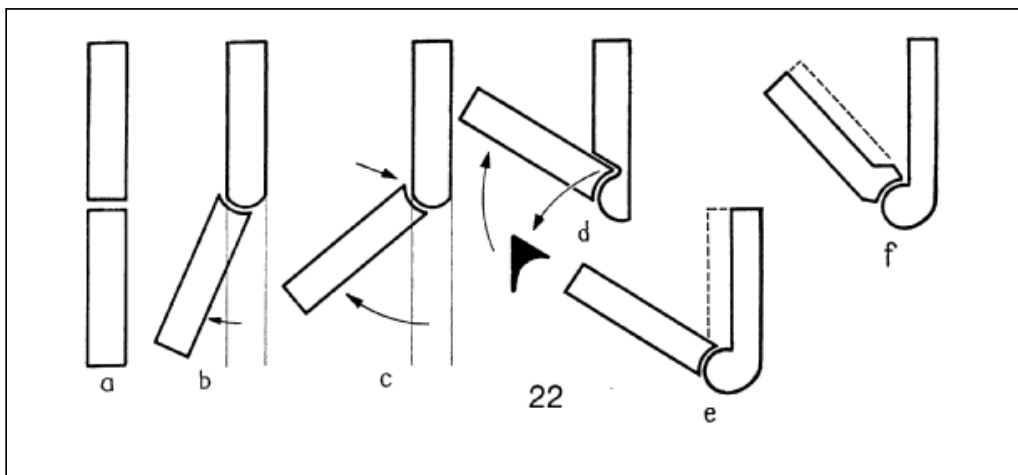


Abb. Nr. 9: Die Form der Kondylen gibt Platz für die Muskeln frei [15]

Das Kniegelenk hat durch seinen Aufbau einen komplexen Bewegungsablauf, der von Kapandji folgendermaßen begründet wird:

“ Die abgerundete Form der Kondylen lässt vermuten, dass sie auf den tibialen Flächen abrollen. Dies trifft allerdings nicht zu. Rollt ein Rad, ohne gleichzeitig zu gleiten, über eine Fläche, so korrespondiert ein jeder Flächenpunkt mit einem Punkt der Radfläche. Eine bestimmte, auf der Unterlage zurückgelegte Strecke (OO') (Abbildung Nr.10 zeigt vereinfacht das Abrollen des Kniegelenks auf einer ebenen Fläche unter der theoretischen Überlegung, dass jeder Flächenpunkt mit einem Punkt der Radfläche korrespondiert.) ist gleich dem Abschnitt der Zirkumferenz, die

momentan abgerollt ist (Abschnitt zwischen der Dreiecks- und Rautenmarkierung). Für das Kniegelenk würde dies bedeuten, dass nach einem bestimmten Maß an Beugung (Stellung II) der Kondylus rückwärts von der Tibiafläche herunterfallen würde. (Siehe Abbildung Nr.11) Es käme zur Luxation, die nur durch eine Verlängerung des Tibiaplateaus zu verhindern wäre. Ein reines Abrollen verbietet sich, da die Zirkumferenz des Kondylus doppelt so lange wie die tibiale Gelenkfläche wäre.“ [15] Die Gelenkflächen von Femur und Tibia würden sich nur punktförmig berühren. Deshalb vollführen die beiden involvierten Knochen eine sogenannte Rollgleitbewegung [15], die in Abbildung Nr. 12 und 13 dargestellt wird

Gelöscht: <sp>¶

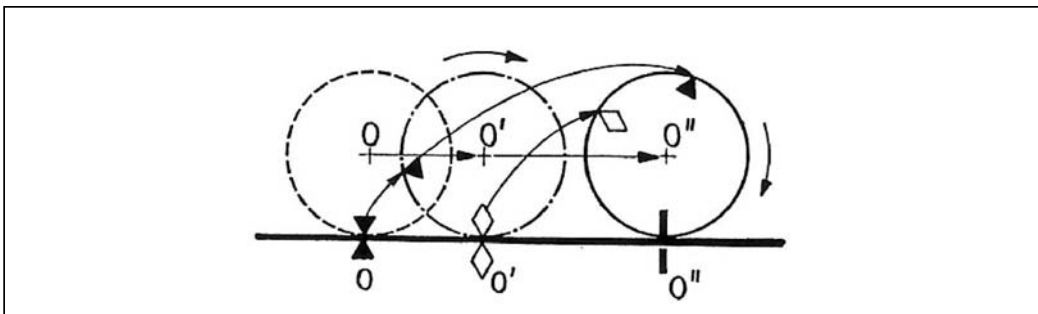


Abb. Nr. 10: Jeder Flächenpunkt korrespondiert mit einem Punkt der Radfläche[15]

Gelöscht: <sp>¶

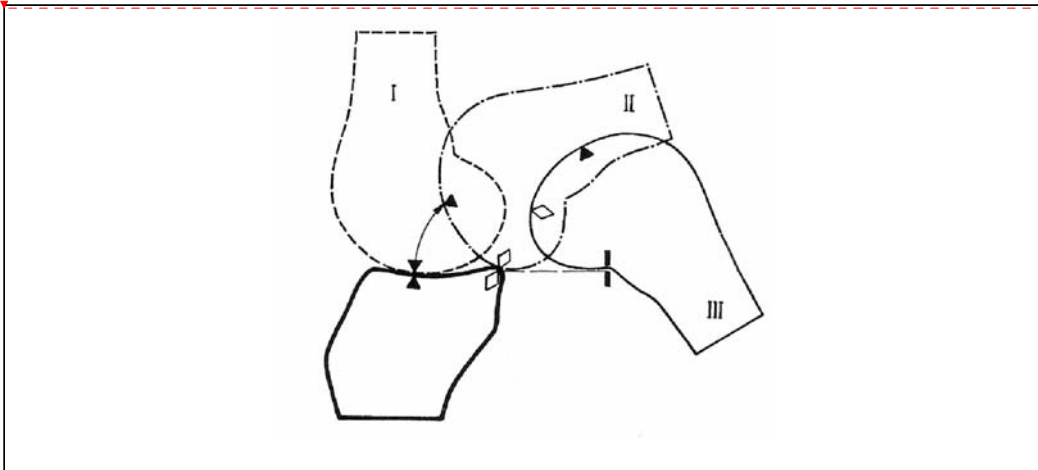


Abb. Nr. 11: Das Femur würde von der Tibiafläche herunterfallen [15]

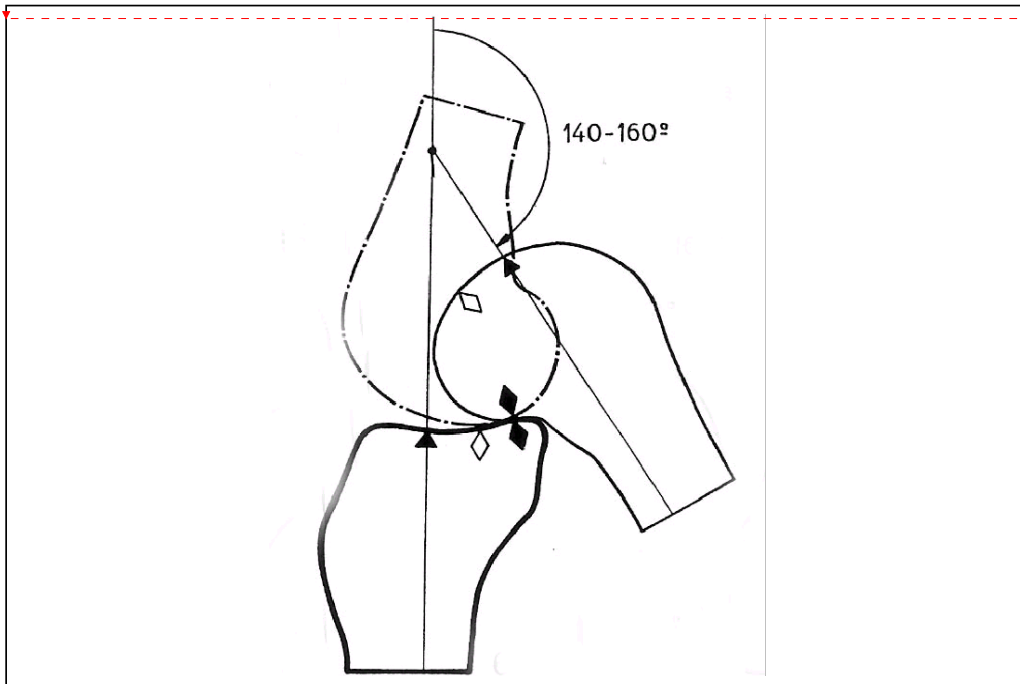


Abb. Nr.12: Berührungspunkte bei der tatsächlichen Roll-Gleitbewegung [15]

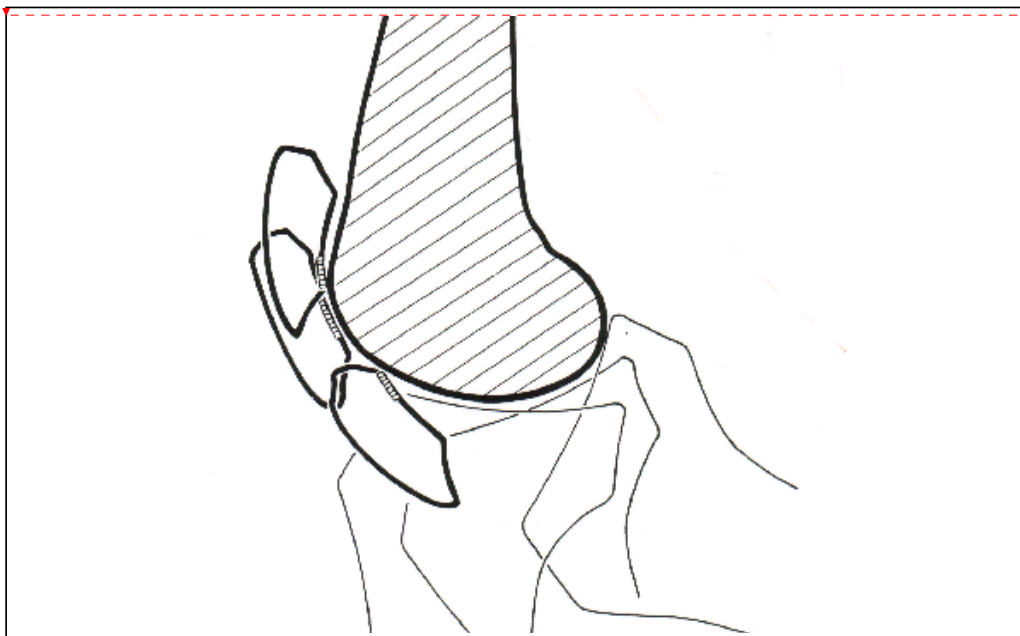


Abb. Nr.13: Rollgleitbewegung des Kniegelenks [15]

Auch von Benninghoff [3] liegen genaue Beschreibungen der anatomischen Gegebenheiten des Oberschenkelknochens (Femur) vor:

In der Sagittallinie besitzen die Femurkondylen keine Kreisform, sondern sie sind spiralförmig gekrümmt. „ *Die stärkere Krümmung (kleinerer Krümmungsradius) ist hinten gelegen, die geringere Krümmung (größerer Krümmungsradius) vorne.*“

„*In Beugestellung liegen die stärker gekrümmten Anteile den Schienbeinpfannen auf.*“

Eine passive Streckung ist normalerweise bis 10° möglich. Bis zu 160° kann das Kniegelenk passiv gebeugt werden, danach setzt die Weichteilhemmung (Behinderung der Bewegung durch Muskeln u. andere Gewebe, die zwischen den zu bewegendenden Knochen liegen) ein.

„*Wegen der Anspannung des Lig. cruciatum anterior sind die letzten 10° der Streckung nur bei gleichzeitiger, unwillkürlicher Außenrotation um 5° möglich, was als Schlussrotation bezeichnet wird.*“

Außerdem beschreibt Benninghoff, dass eine Innen- oder Außenrotation nur bei gebeugtem Kniegelenk möglich ist. Dies bedeutet, dass das Kniegelenk in Beugestellung einen Freiheitsgrad der Bewegung mehr hat als in Streckstellung, da hier, physiologisch keine zusätzliche Innen- oder Außenrotation möglich ist.

Benninghoff beschreibt den Bewegungsablauf im Kniegelenk ähnlich zur Arbeit von Kapandji. „ *Die Beugebewegung ist eine kombinierte Abroll- Drehbewegung* „ [3] Bis 25° rollen die Femurkondylen nach dorsal ab, dann drehen sich die Kondylen mehr oder weniger auf der Stelle [3].

All diese Feststellungen legen nahe, dass die Bewegungsumfänge im Kniegelenk durch ihre Komplexität sehr schwer erfassbar sind.

Auch das Femoro-Patellargelenk wird durch Benninghoff genauer beschrieben: „ *Die Kniescheibe legt im Verlauf der Beugung einen Weg von 5-7 cm zurück.*“ [3] Die Kontaktfläche beträgt in maximaler Streckstellung 1,5 cm², in maximaler Beugestellung 2,5 cm². Dies zeigt, dass auch die Patella während der Beugung unterschiedliche Positionen zu Tibia und Femur einnimmt.

Die Patella ist also ein weiterer wichtiger Faktor, den es zu beachten gilt, wenn man das Kniegelenk genauer analysieren will.

2.10.1. Patella

Kapandji [15] bietet eine genaue Beschreibung der Bewegung der Patella.

„Der Streckapparat der Knie gleitet über das distale Ende des Femurs wie ein Seil über eine Winde. Facies patellaris und Fossa intercondylaris bilden eine tiefe vertikale Rinne, in der die Patella gleitet. Die schräg nach oben und leicht nach außen wirkende Kraft des M. quadrizeps femoris wird auf diese Weise vertikal ausgerichtet. Die normale Bewegung der Patella auf dem Femur bei der Beugung ist eine vertikale Bewegung längs der Rinne der Facies patellaris bis hinein in die Fossa intercondylaris. ... Die von ihr zurückgelegte Wegstrecke (8cm) ist doppelt so lang wie die Patella an Höhe selbst misst; ... In Streckstellung blickt die Kniescheibenrückfläche nach rückwärts, bei extremer Beugung ist sie nach kranial gerichtet; sie liegt den Kondylen der Femurs an.“ [15] Die Patella dient also unter anderem der Ausrichtung der Kraft der Quadrizepsmuskulatur. Die Kniescheibe bewegt sich normalerweise nur in vertikaler Richtung. Der M. quadrizeps femoris presst sie in ihr Gleitlager. Der Anpressdruck ist bei der Beugung wesentlich höher, als bei der Streckung, und bei Hyperextension besteht sogar die Tendenz, dass die Patella sich von der Facies patellaris des Femurs entfernt [15]. Abbildung Nr.14 zeigt die Krafteinwirkungen auf die Patella.

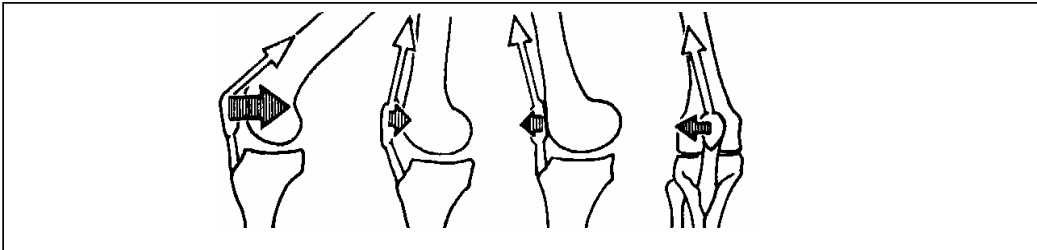


Abb. Nr. 14: Krafteinwirkungen auf die Patella [15]

Gelöscht: <sp>

2.10.2. Das Drehzentrum des Kniegelenks

Eine der wichtigsten Fragestellungen dieser Arbeit betrifft das Drehzentrum des Kniegelenks. Durch die oben beschriebene „Roll-Gleitbewegung“ ist das Drehzentrum für den gesamten Bewegungsablauf nicht eindeutig festzulegen. Für jede Stellung des Kniegelenks liegt ein anderes Drehzentrum vor. „*Kollateral- und Kreuzbänder schneiden sich in jeder Stellung des Gelenks in einem Punkt; der Schnittpunkt entspricht jeweils dem momentanen Drehzentrum.*“[35] Wie in der Einleitung bereits angedeutet wurde, sind die Hebelverhältnisse des Knies von zentraler Bedeutung für die Berechnungen von Kräften und Momenten. Da in dieser Studie die Strecke vom Drehzentrum des Kniegelenks bis zum Umlenkpunkt (s. Abbildung Nr. 13) ein wichtiger Faktor zur Berechnung der Kraft der Quadrizepsmuskulatur ist, sollte das Drehzentrum so genau wie möglich erfasst sein. In den Kraftmessungen dieser Studie wurde die Maximalkraft der Beinstrecker nur in starker Beugestellung ($90^\circ - 80^\circ$) gemessen (es gibt also keine so große Spannweite für den Bereich in dem sich die besagte Strecke bewegen kann), also sollte die Drehachse exakt für diesen Winkel bestimmbar sein. Durch die Achse erhält man eine Berechnungsgrundlage für den oben beschriebenen Hebelarm, welche wiederum für die Umrechnung der einwirkenden Kräfte benötigt wird.

2.11. Die Magnetresonanztomographie (MRT)

Die Muskelquerschnittsfläche der verschiedenen Muskeln und Muskelgruppen wurden im MRT (im entspannten Zustand) vermessen. Das Funktionsprinzip dieses Gerätes basiert auf folgenden Grundlagen:

"Atome bestehen aus einem Kern aus Protonen und Neutronen sowie einer Schale aus Elektronen. Die positive elektrische Ladung des rotierenden Protons, ein anderer Name ist Spin, führt zum Aufbau eines kleinen Magnetfeldes, ähnlich einem Stabmagneten."[31]

Da Wassertoffatomkerne im Körper des Menschen am häufigsten zu finden sind, werden in der Medizin derzeit fast nur diese Kerne für die

Magnetresonanztomographie verwendet. Die meisten dieser kleinen "Stabmagneten" werden parallel entlang eines Magnetfeldes ausgerichtet (manche auch antiparallel, diese sind jedoch in der Minderheit), welches durch den Magneten des Kernspintomographen erzeugt wird. Der Patient wird also in Summation entlang dieses Magnetfeldes polarisiert. Dies wird als Longitudinalmagnetisierung bezeichnet. Durch Einstrahlung eines Hochfrequenzimpulses kann dem System Energie zugeführt werden. Dadurch wird die Longitudinalebene in eine Transversalebene umgeklappt [31]. " Aus dieser transversalen Lage zum Hauptfeld versucht das Proton, durch Energieabstrahlung zu entkommen; es kommt zu einem Wiederaufbau der longitudinalen Magnetisierung durch die Abstrahlung von Radiofrequenzen, die wiederum mit geeigneten Antennen registriert werden. (...) Als T1-Zeit wird die longitudinale Relaxierung bezeichnet. Sie ist die Zeit, die das Gesamtsystem braucht, um 63% der früheren Longitudinalmagnetisierung zu erreichen. Sie entsteht durch die Tendenz der gekippten Spins, in eine energieärmere longitudinale Lage zurückzukehren. (...) T1 beträgt ca. 300 bis 1500 msec.." [31] Diese Zeit ist für die verschiedenen Gewebe unterschiedlich lang. Gewebe mit kurzen T1- Zeiten, wie Fett und Blut, kommen in den Bildern hell zur Darstellung. Flüssigkeiten, die eine lange T1-Zeit besitzen, sehen im Bild dunkel aus [31].

T2-Zeit:

"Die Spins, die durch einen Hochfrequenzimpuls in eine transversale Ebene geklappt wurden, geraten durch die Energieeinstrahlung auch in Phase." Das heißt, dass sie alle in eine Richtung zeigen. Bei Abschalten des Hochfrequenzpulses verlieren diese Spins langsam ihre Phase, d.h. sie verteilen sich in der Transversalebene. Die Zeit, die vergeht, bis nur noch 37% der früheren Transversalmagnetisierung gemessen wird, nennt man T2-Zeit [31].

Die verschiedenen Strukturen des Körpers sind in T1 und T2 unterschiedlich gut zu beurteilen. Außerdem ist es für die Auswertung der Bilder wichtig, zu wissen ob sie in T1 oder T2 aufgenommen wurden.

3. Material und Methoden

Die Methode dieser Studie umfasst:

1. Die Vermessung der Muskeln zweier Probanden mittels Kernspintomographie.
2. Die Berechnung der theoretischen Kraft mit der seit längerem bekannten Formel (s.S.6) für den Zusammenhang zwischen Muskelquerschnitt und Kraft anhand dieser Daten.
3. Erfassung der Kraft, die die jeweiligen Probanden an Kraftmaschinen (Beinstreckergeräte) aufbringen können und Vergleich dieser tatsächlichen Kraft mit dem theoretisch berechneten Kraftwert auf ihre Übereinstimmung
4. Um die Hebelarme, die an den Beinen der beiden Probanden auftreten und für diese Berechnungen wichtig sind, erfassen zu können, wurden die Momentenpole der jeweiligen Knie in einem Bewegungslabor erfasst und über das Programm "axcalc" (www.isbweb.org; Autor: Joe Summer; Fortran subroutines and test data ISB software resources) [42] errechnet.

3.1. Anatomische Daten der Probanden

	Proband A	Proband B
Beinlänge (Trochanter-Mall. lat.)	101 cm	96 cm
Körperlänge	183 cm	188 cm
Körpermasse	96 kg	97 kg
Unterschenkel­länge (Lat. Kniegelenksspalt -Mall lat.)	47 cm	48 cm

Tabelle Nr. 1 (Mall lat. = Malleolus lateralis)

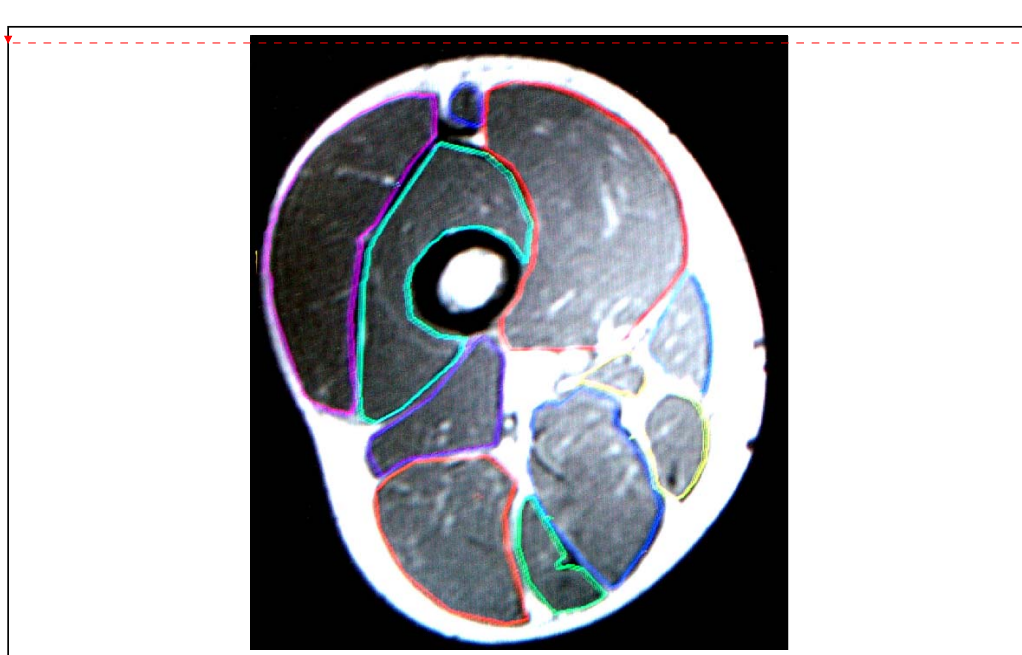
Um in etwa gleiche Voraussetzungen für die Kraftmessungen und die MRT-Auswertungen zu schaffen ist es notwendig, die Probanden vorher genau zu vermessen. Die beiden Probanden ähneln sich weitgehend (für diese Studie

hinreichend genau) in Statur und Größe. Es handelte sich um große, durchtrainierte Probanden, mit einem hohen Anteil an Muskelmasse. Beide Probanden waren mit der Benutzung der Kraftmaschinen vertraut

Die wichtigste Größe in diesem Versuch ist, bedingt durch den Aufbau der Kraftmaschinen, die Unterschenkelhöhe. Diese unterscheidet sich bei beiden Probanden nur um einen Zentimeter.

3.2. Auswertung der Kernspindaten

In der medizinischen Klinik Innenstadt, Ziemsenstraße, wurden die Oberschenkelmuskeln der jeweiligen Probanden im MRT erfasst. Die Aufnahmen wurden in liegender Position vorgenommen. Die T1- gewichteten Querschnittsbilder waren in 1cm-Abständen einzeln abrufbar (s. Abbildungen Nr.15, 16 u. 17).



Gelöscht: <sp>¶

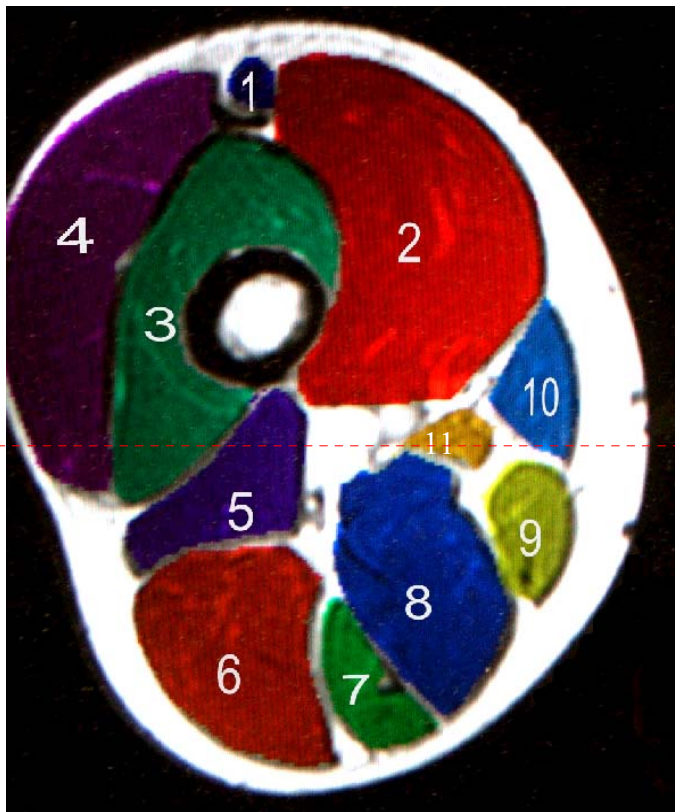
Abb. 15: Muskelquerschnitte von Proband B nach Farbmarkierung der Ränder mit dem Cursor (ca. Mitte des Oberschenkels)



Gelöscht: <sp>¶

Abb.16: Oberschenkelquerschnitt mit bereits markierten Muskelquerschnitten (Proband B; ca. OS-Mitte)

Gelöscht: <sp>¶



Gelöscht: <sp>¶

1= Rectus femoris;2=Vastus medialis;3=Vastus intermedius;4= Vastus lateralis;5= M.biceps femoris (Caput breve);6= M.biceps femoris (Caput longum);7= M.semitendinosus;8= M.semimembranosus; 9= M.gracilis;10= M.sartorius ; 11=M. adductor magnus (rechter Oberschenkel,Proband B)

Abb. Nr. 17: Zuordnung der verschiedenen Muskelbäuche, rechtes Bein, Ansicht von kaudal.

Jeder einzelne Muskel der Beuger- und Streckergruppe war in der jeweiligen Querschnittsebene gut gegen die Umgebung abgrenzbar.

Weil die maximale Kraft der Probanden erfasst werden sollte wurde nur jeweils das aus den Kraftmessungen ermittelte dominante, rechte Bein vermessen.

In jeder Schicht wurden die Muskelumfänge am Computer mit dem Cursor umrandet.

(s. Abb. Nr.15)

Über die somit erfassten Muskelumfänge wurde mit Hilfe des Computerprogramms (Voxel q) aus den einzelnen Schichten das Volumen errechnet.

Die Muskeln konnten auch in ihrer gesamten dreidimensionalen Form dargestellt, zugeordnet und in den verschiedenen Ebenen gedreht werden. (s. Abbildungen Nr. 18, 19 u.20)

Gelöscht: <sp><sp>

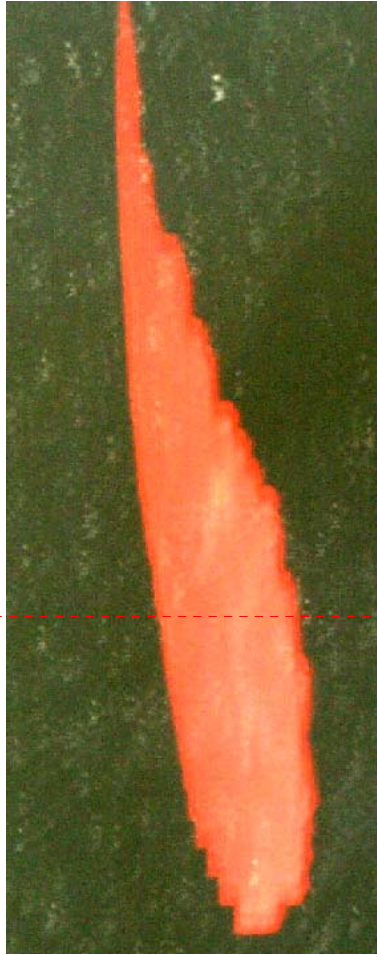


Abb. Nr.18: Darstellung eines Muskels (hier: M. vastus medialis) mit dem errechneten Volumen in der seitlichen Ansicht.

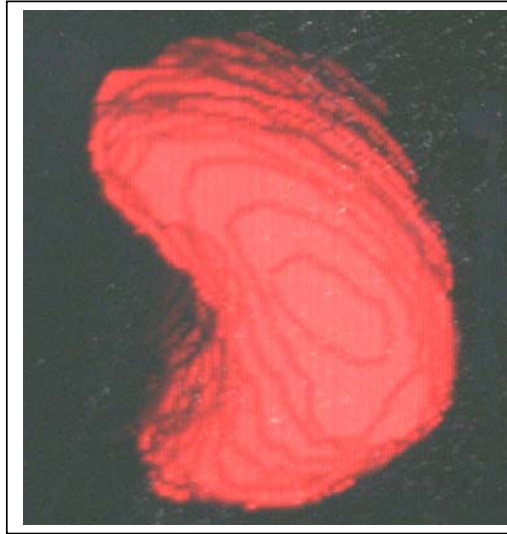


Abb.Nr.19: Darstellung des Vastue medialis mit dem errechneten Volumen in der Ansicht von kaudal

Gelöscht: <sp>¶

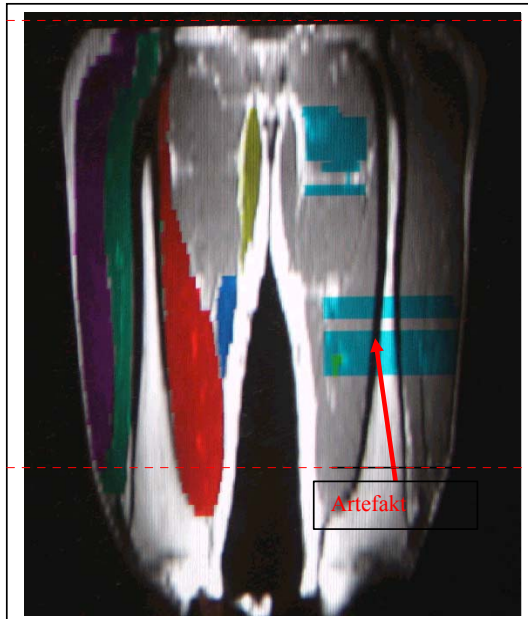


Abb. Nr.20: Darstellung des rechten OS mit markierten Muskeln.

Gelöscht: <sp>¶

Artefakt

In einem weiteren Schritt wurde die Schicht, welche die größte Querschnittsfläche der einzelnen Muskeln angibt, ermittelt. Sie musste abgeschätzt oder durch Vergleich zu den angrenzenden Schichten erfasst werden. Dies erfolgte über Umfahren der einzelnen Muskelbäuche mit dem Cursor und Umrechnung der eingezeichneten Strecken und Umfänge in die jeweilige Querschnittsfläche durch den Computer. Ausgewertet wurden die Muskeln der Streckergruppe des rechten Oberschenkels. Die auf diese Weise ermittelten Querschnittsflächen dienen der Ermittlung der theoretischen Muskelkraft (durch Umrechnung). Somit kann dieser Wert dann mit der tatsächlich aufgebrachten Muskelkraft aus den Kraftmessungen verglichen werden.

3.3. Die Winkelmessung

Das MRT stellt in der zur Verfügung stehenden Auflösung keine Faserverläufe dar. Somit sind die physiologischen Querschnittsflächen der Individuen nicht exakt festzustellen, weil die Muskeln nicht immer parallel zur Femurlängsachse und deshalb nicht unbedingt senkrecht zur Schnittebene verlaufen. Der physiologische Querschnitt sollte aber definitionsgemäß alle Fasern des Muskels im rechten Winkel schneiden [26]. Um dieser Problematik Rechnung zu tragen, wurden die Faserverläufe des Musculus vastus medialis und des Musculus vastus lateralis, welche den größten Unterschied zwischen der Querschnittsfläche in der Schnittebene und der tatsächlichen physiologischen Querschnittsfläche aufweisen, anhand des Atlases von Yokoshi [48] vermessen und in der Rechnung wie folgt berücksichtigt: Bei beiden Muskeln wurden jeweils drei Faserwinkel vermessen und das Ergebnis gemittelt. Der Winkel, mit dem der Musculus v. medialis am Femur ansetzt, beträgt gemittelt ca. 40°, der des Musculus v. lateralis ca. 32,5°. Auch die Größe der Probanden spielt hierbei eine Rolle, da größere Probanden länger gestreckte Muskeln besitzen, und sich somit der Winkel dementsprechend verkleinert.



Abb. Nr.21: Beispiel für die Vermessung der Faserwinkel [48]

Die Querschnitte der Muskeln dienen der Ermittlung der theoretischen Kraft, in dem ihre Summe eine Variable der oben genannten Gleichung darstellen. Diese Kraft des Muskels wird mit dem Sinus des entsprechenden Winkels multipliziert. (s. Abbildung Nr.21)

Die Winkel der anderen Muskeln wurden nicht berücksichtigt, da sie nicht so stark gefiedert sind (d. h. die Fasern verlaufen in der selben Richtung wie der Muskel) und somit keinen relevanten Unterschied zwischen physiologischer und im Kernspin ermittelter anatomischer Querschnittsfläche aufweisen.

Die Werte die sich aus dieser Rechnung ergeben werden im Ergebnisteil nur vergleichend aufgeführt.

3.4. Kraftmessung an der Kraftmaschine

Die wichtigste Berechnungsvariable für die Ermittlung der tatsächlich von den Probanden aufgebrauchten Muskelkraft ist das Drehmoment, das für die beiden Probanden an den Kraftmaschinen gemessen werden konnte.

Über diese Werte können die tatsächlich durch die Muskeln aufgebrauchten Kräfte der Probanden A und B berechnet werden. Die Rechenwege für diesen Schritt der Studie werden in Kapitel 3.5. aufgeführt.

Versuchsaufbau mit dem Streckergerät

Der Proband sitzt aufrecht auf dem Sitz der Kraftmaschine, den Rücken so angelehnt, dass Oberkörper und Oberschenkel annäherungsweise einen 90°-Winkel zueinander bilden. Die Hände umfassen seitlich auf Höhe der Hüfte den Rahmen des Gerätes. Die Probanden wurden aufgefordert, die Hände nur als Stabilisierungsfaktor zu verwenden und nicht die aufzubringende Kraft durch die Armmuskeln zu unterstützen. Die Unterschenkel bilden ebenfalls einen 90°-Winkel zu den Oberschenkeln. Auf Knöchelhöhe ventral befindet sich die Schiene, die von den Probanden um etwa 10° nach vorne oben gedrückt werden soll. Dies entspricht zwar nicht exakt der isometrischen Kraftmessung, kann aber durch den geringen Winkel, in dem die Bewegung ausgeführt wird, in etwa als isometrischer Wert angenommen werden.

Die Gewichte sind seitlich angebracht, die Kraft wird im Verhältnis 1:2 auf die Beinschiene übertragen. Das bedeutet, dass doppelt soviel Gewicht am Gerät aufgelegt wird, wie tatsächlich gehoben werden muss. Die Gewichte werden langsam (erst in größeren Schritten von 20 kg, kurz vor Maximalkraft dann in 2,5 kg-Schritten) erhöht, bis das Maximum an Kraft des jeweiligen Beines erreicht ist. Zuerst wurde das rechte, und dann das linke Bein vermessen. Begonnen wurde mit 20 bzw. 30 kg Ausgangsgewicht. Als positiv wurde jeder Ausschlag des Beines zwischen 5° und 10° (ohne vorheriges Schwungholen) gegenüber der Ausgangsstellung gewertet. Zwischen den einzelnen Streckvorgängen wurde den Probanden eine kurze Regenerationspause, deren Dauer der Proband selbst bestimmen konnte, zugestanden. Abbildung Nr. 32 stellt die Positionierung der Probanden dar.

Die so ermittelten Werte wurden, wie in Kapitel 3.5 beschrieben, mit den Hebelarmen in die jeweiligen Kräfte umgerechnet.

Gelöscht: <sp>||

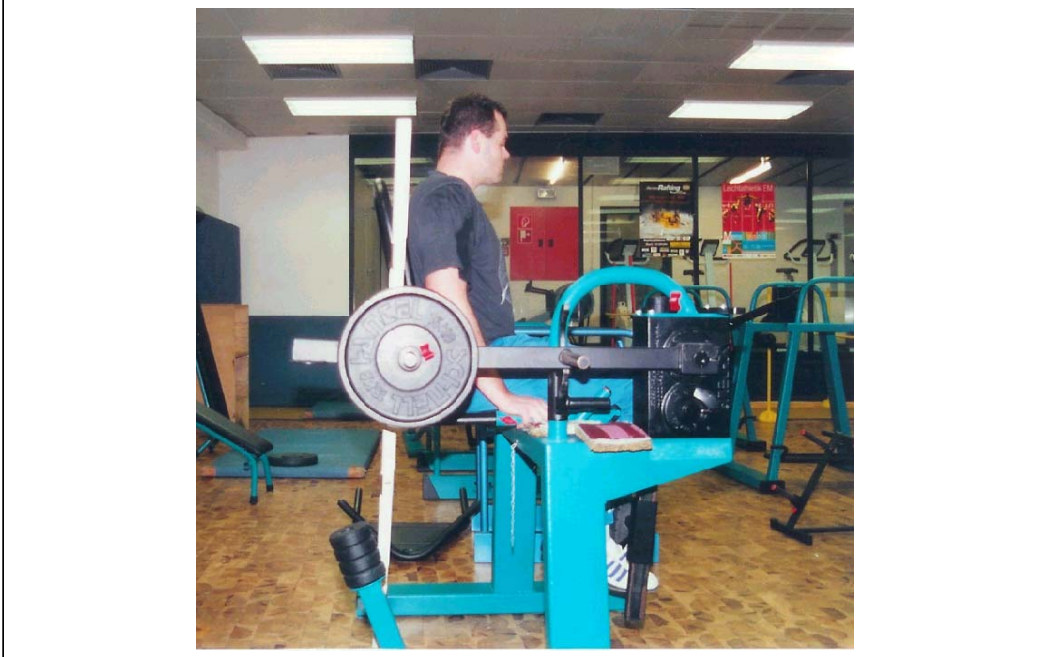


Abb. Nr. 32: Verwendete Kraftmaschine

3.5. Rechenwege zur Ermittlung der theoretischen Muskelkraft

Die Rechenwege für die Ermittlung der theoretischen Muskelkraft aus den Querschnittsflächen und der tatsächlichen Muskelkraft aus den Kraftmessungen sollen anhand zweier Rechenvarianten erklärt werden:

3.5.1. Berechnung der Muskelkraft aus der Querschnittsfläche

Mehrere Autoren, unter anderem auch Veeger [44] und Wuelker [46], sind sich einig über die Näherungsformel für die Berechnung der Kraft aus der physiologischen Querschnittsfläche:

Gelöscht: <sp>

$$F = PCSA * 0,33 * 10^6$$

Formel Nr. 3

wobei PCSA für Physiological Cross-Sectional Area steht und in $[m^2]$,
der Faktor (f)(mit dem die PCSA multipliziert werden muss um die Kraft zu erhalten)
0,33 in $[N/m^2]$ angegeben werden.

Bei einer maximalen Querschnittsfläche aller Strecker eines Oberschenkels von
beispielsweise ca. $17mm^2$ (siehe Proband A, rechter Oberschenkel,
Querschnittsflächen normal Tabelle Nr. 3) ergibt sich also eine Kraft ca. 5.610 N

Laut Ryushi et al. [36] muß jedoch für besonders trainierte Personen (junge,
männliche Kraftsportler) statt des Faktors $f_x = 0,33$ der Faktor $f_y = 0,55$ angenommen
werden.

Da die beiden hier herangezogenen Probanden als äußerst trainiert zu bezeichnen
sind, wurde in dieser Studie die Kraft für beide Faktoren berechnet.

Mit dem Beispiel der oben genannten Querschnittsfläche ergäbe sich unter
Verwendung der neuen Konstante dann eine Kraft von ca. 9.350N.

Wichtig wäre es also in dem Zusammenhang, den richtigen Faktor f für die jeweiligen
zu vermessenden Personen herauszufinden, dies ist aber nur in Kenntnis gewisser
anatomischer Daten möglich, wie in Kapitel 3.5.2. näher erklärt wird.

3.5.2. Berechnungen der Muskelkraft aus den Kraftmessungen

Zur näheren Erläuterung dieser Rechenwege wird folgende Skizze angeführt:

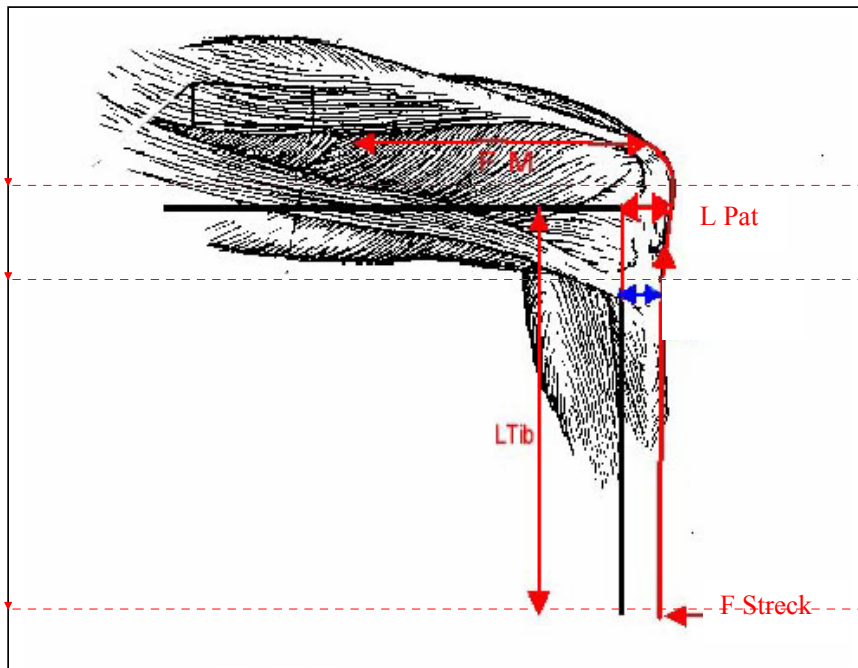


Abb. Nr. 22; Zeichnung für Berechnungen [20]

Strecker:

Die beiden Probanden wurden so ausgewählt, dass die anatomischen Längenverhältnisse der Beine ähnlich waren. Am Streckergerät wurde der Balken, an dem das Bein die Gewichte nach vorne oben bewegt, also ca. die Länge der Tibia, auf genau 31cm für beide Probanden festgelegt. Somit ergibt sich eine konstante Hebellänge, die mit $[L(Tib)]$ bezeichnet wurde. Wie im folgenden noch erläutert wird, stellt die Strecke vom momentanen Drehpunkt des Knies zum Ansatzpunkt der Quadrizepssehne $[L(Pat)]$ das größte Problem dar, weil sie sich mit jedem Winkel, den Ober- und Unterschenkel zueinander einnehmen, ändert und bei jedem Probanden variiert.

Zum Beispiel wird hier ein $L(Pat)$ -Wert von 6 cm angenommen. Dieser Wert wurde zunächst grob über äußere Merkmale am Knie der Probanden abgeschätzt, um die folgende vorläufige Rechnung als Ausgangsbasis aufstellen zu können. Im späteren Knieversuch wird versucht, diese Strecken genau zu ermitteln. Außerdem wurden

Röntgenbilder der beiden Probanden analysiert, die betreffende Strecke jeweils vermessen und dann gemittelt. Die gemessene Strecke wurde mit Röntgenbildern von anderen Personen verglichen. Der Vergleich zwischen den später ermittelten Ergebnissen und dem für die Rechnung abgeschätzten Wert ergab, dass die aus den Röntgenbildern abgeschätzten 6cm sich im mittleren Bereich der später ermittelten Ergebnisse bewegen.

Mit folgenden Formeln wurde die Kraft, die auf dem Streckergerät erbracht wurde errechnet.

Es herrscht Momentengleichgewicht, wenn folgende Gleichung erfüllt ist:

[F= Kraft; L= Länge; M=Muskel; Pat=Patella; Tib=Tibia; Str.=Strecker; G=Gewicht]

$$F(M) \cdot L(Pat) = F(Strecker) \cdot L(Tib) \\ \Rightarrow F(M) = F(Str.) \cdot [L(Tib) / L(Pat)]$$

Wegen des Übersetzungsverhältnisses von 2:1, das sich aus dem Aufbau der Kraftmaschinen (s. Kap.3.7) ergibt, gilt:

$$F(Gewicht) \cdot L_1 = 2 \cdot F(Strecker) \cdot L_2 \\ \Rightarrow F(Str) = [F(G) \cdot L_1] / [2 \cdot L_2]$$

($L_1 \approx 0,69 \text{ m}$; $L_2 \approx 0,31 \text{ m}$) sind festgelegte, konstante, für diesen Versuch definierte Parameter. L_2 entspricht $L(Tib)$. L_1 ist die Strecke auf dem parallel zum Femur verlaufenden Querbalken des Kraftgeräts, vom Ort an dem die Gewichte aufgelegt werden bis zum Kreuzungspunkt mit dem Balken, der von den Probanden nach vorne gedrückt wird (also der obere Punkt von $L(Tib)$) Somit kann die an der Kraftmaschine ermittelte Muskelkraft durch folgende Formel errechnet werden.

$$\Rightarrow F(M) = \{ [F(G) \cdot L_1] / [2 \cdot L_2] \} \cdot [L(Tib) / L(Pat)]$$

Formel Nr. 4

Für ein auf dem Gewichteam aufgelegtes Gewicht von beispielsweise 110 kg, welches von beiden Probanden als Maximalwert erreicht wurde, ergibt sich eine berechnete Kraft von: 6.325 N

6,2 kN wäre also der Wert, der tatsächlich von den Muskeln an der Kraftmaschine aufgebracht werden konnte, wenn man von einer L(Pat) von 6cm ausgeht. Dieser Wert (L(Pat)) ist also eine wichtige Einflussgröße sowohl für die Berechnung des Faktors f, als auch im Vergleich zwischen verschiedenen Probanden und wurde im Knieachsenversuch (Kap 3.6) versucht zu ermitteln.

3.6. Einfluss und Lokalisation der Knieachse

Da beide Probanden im Krafttest (s. Kap. 3.7 und Kap. 4.1) die gleiche Kraft (1079,1N) aufwenden konnten, sie aber unterschiedliche Oberschenkelumfänge (Proband A: ca. 70,3 cm; Proband B: ca. 63,0 cm) und unterschiedliche Muskelquerschnittsflächen hatten (siehe Ergebnisteil), muss die Ursache dafür, wenn man die oben genannte Formel zu Grunde legt, in der differierenden Strecke zwischen Kniegelenksdrehzentrum und dem Umlenkpunkt der Kraft der Quadrizepsmuskulatur liegen.

Um dieses Problem zu lösen, musste eine Methode gefunden werden, diese Strecke individuell und für den benötigten Winkel zu ermitteln. Die Daten der Literatur zu entnehmen wäre in diesem Fall nicht geeignet, da sie nur Durchschnittswerte enthält. Daher wurden die individuellen Werte in einem speziellen Bewegungslabor ermittelt.

3.6.1. Versuchsaufbau des Bewegungsanalyse-Messsystems:

Früher wurden zur Bewegungsanalyse hauptsächlich Videoaufnahmen verwendet. Die daraus extrahierten Bildsequenzen wurden dann "per Hand ausgewertet". Heutzutage lassen sich durch die neuen Systeme die dreidimensionalen Bewegungsdaten wesentlich einfacher und schneller generieren.

Die Durchführung des Versuches erfolgte in der Universität der Bundeswehr München, im Lehrstuhl für Bewegungswissenschaften.

Bei dem hier verwendeten System handelt es sich um ein optisches Bewegungsanalyzesystem der Firma Motion Analysis Inc. Santa Rosa, Kalifornien. Dieses System besteht aus acht Hochgeschwindigkeitsvideokameras, einem Personalcomputer und einer Workstation der Firma SUN Microsystems Inc. Palo Alto, Kalifornien. Die von den Kameras erfassten Videobilder werden zunächst an den PC geleitet, dort wandeln spezielle Videoboards das Signal der Kameras in

digitale, vom Computer verwertbare Daten um. Die Daten der einzelnen Kameras werden anschließend zur Workstation gesendet, wo sie weiterverarbeitet werden.

Ringe mit Leuchtdioden sind um die Objektive der Videokameras angebracht. Diese strahlen ein mit der Aufnahmefrequenz abgestimmtes gepulstes rotes Licht ab. Mittels Kleberingen werden kleine, mit reflektierender Folie beklebte Kugeln, so genannte Marker, an den Versuchspersonen befestigt. Diese Marker reflektieren das Licht.

Aufgrund des Helligkeitsunterschiedes zwischen angestrahlten Markern und der Umgebung kann das im Analysesystem integrierte Softwarepaket EVA automatisch die Mittelpunkte der Marker bestimmen. Die Berechnung der Markermittelpunkte erfolgt für jedes von den acht Kameras aufgenommene Bild, die maximal mögliche Bildfrequenz der Kameras beträgt dabei 240 Hertz. Mit Hilfe eines speziellen Verfahrens (Direct Linear Transformation (DLT)-Verfahren nach Abdel-Aziz & Karara, 1971 [1]) werden schließlich aus den zweidimensionalen Orts-Zeitverläufen der Markermittelpunkte, die für jede Kamera vorliegen, dreidimensionale Bewegungsdaten errechnet.

Für den Erfolg einer derartigen Berechnung ist eine Kalibrierung erforderlich. Es wird ein Rahmen, an dessen acht Ecken je ein Marker angebracht ist, in das Aufnahmefeld der Kameras gestellt. (s. Abbildung Nr.24) Da der Abstand der Marker bekannt ist, kann der Raum, den der Eichrahmen kennzeichnet durch das Kamerasystem vermessen werden. Dazu wird der Rahmen von den Kameras aufgenommen und anschließend werden die dreidimensionalen Koordinaten der Rahmenecken errechnet. Die Achsen des durch die Kalibrierung aufgespannten kartesischen Koordinatensystems werden durch die Kanten des Rahmens bestimmt. "Damit die Berechnung nicht durch die optische Verzerrung der Objektive gestört wird, gibt es für jedes Objektiv einen exakt ermittelten Datensatz, der in der Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten eine Linsenkorrektur bewirkt. Neben dieser Kalibrierung mit Hilfe eines exakt vermessenen Rahmens gibt es beim Bewegungsanalysesystem der Firma Motion Analysis zusätzlich die Möglichkeit einer so genannten "wandcalibration", also einer Kalibrierung mittels eines Stabes." Dieser Stab wird während einer Kalibrierungsaufnahme im zu kalibrierenden Raum bewegt. (s. Abbildung Nr.23) Auf dem Stab befinden sich drei Marker, deren genauer Abstand bekannt ist. Diese zusätzliche Kalibrierungsmethode macht eine genauere Koordinatenberechnung möglich [32].



Gelöscht: <sp>¶

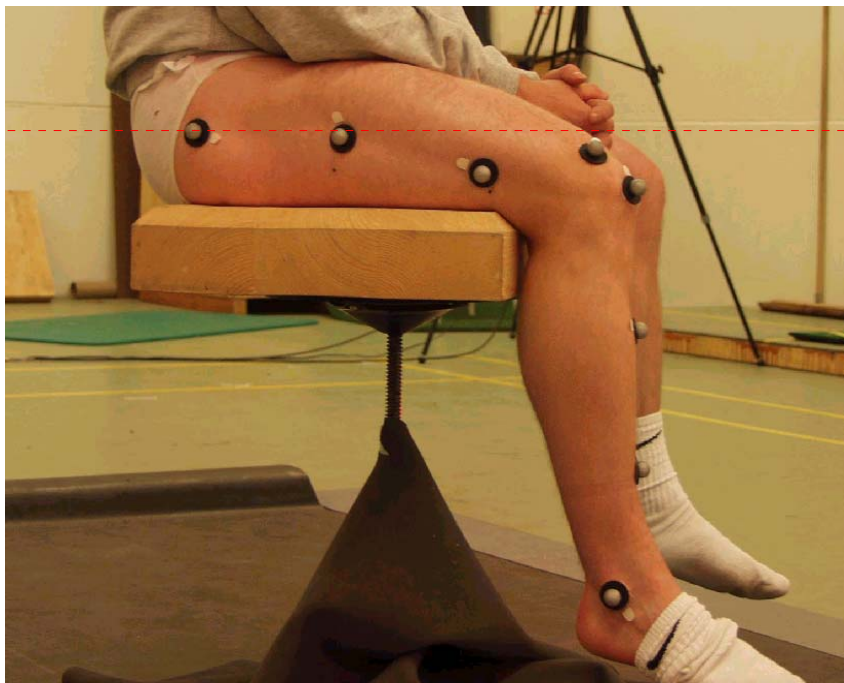
Abb. Nr.23: "Wandcalibration"

Die beiden anhand der Kernspinaufzeichnungen vermessenen Probanden wurden zur Aufzeichnung in der Mitte des Raumes auf einem Stuhl platziert. Die Höhe des Stuhles wurde so gewählt, dass der Fuß des Probanden nicht den Boden berührt, um somit eine ungehinderte Bewegungsausführung zu ermöglichen. (s. u.)



Gelöscht: <sp>¶

Abb. 24: Positionierung der Kameras zum abgebildeten Eichrahmen



Gelöscht: <sp>¶

Abb. 25: Positionierung des Probanden A

Das Labor enthält acht Kameras, die alle zu messenden Bewegungen in allen Raumrichtungen aufzeichnen. (s. Abbildung Nr. 24)



Gelöscht: <sp>¶

Abb. Nr.26: Überblick über alle Marker (im Sitzen) bei Proband B

Bei den Probanden wurden reflektierende Marker jeweils auf dem rechten Bein fixiert. Diese Marker wurden genau vermessen. Abbildung Nr. 27 zeigen die Dimensionen der verwendeten Marker.

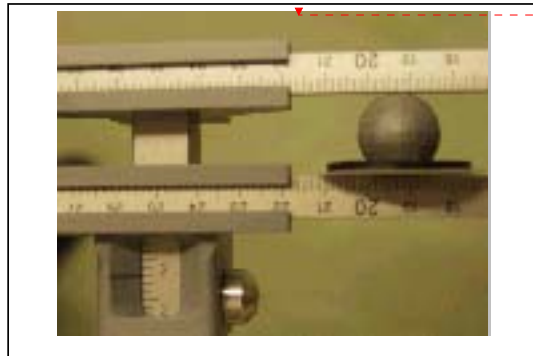


Abb. 27: Vermessung der Marker nach Höhe und Breite

Gelöscht: <sp>¶

Da von extern der Knochenverlauf des Femurs, dem die Marker folgen sollen, nicht exakt ertastet werden kann, wurden die bereits vorliegenden MRT-Daten herangezogen. Dadurch konnte bei beiden Probanden die genaue Position des Femus ermittelt werden. (s. Abbildung Nr.28)

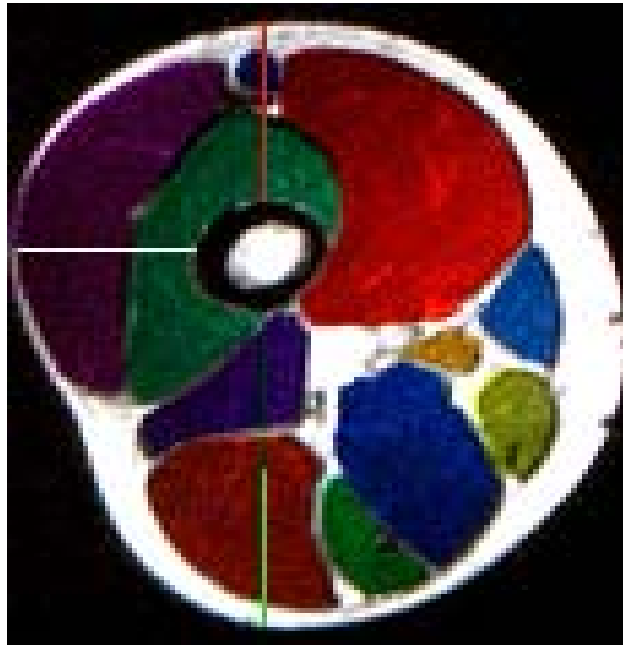


Abb. Nr.28: Beispiel für Streckenvermessung

Strecke vom ventralen Femuraußenrand zur Oberschenkelhaut ventral,
 Strecke vom dorsalen Femuraußenrand zur dorsalen Oberschenkelhaut,
 Strecke vom medialen Femuraußenrand zur medialen Oberschenkelhaut,

Es wurde eine 15 bzw. 20 cm lange Strecke vom lateralsten Punkt des Trochanters, der sowohl im MRT zu erkennen, als auch von außen zu ertasten ist, nach distal willkürlich festgelegt. Dort wurde im MRT mit der bereits beschriebenen Methode, das heißt per Cursor und Umrechnungsprogramm, der Umfang des Oberschenkels des jeweiligen Probanden gemessen und der Abstand vom Knochenrand zur Haut nach ventral, medial, lateral und dorsal ermittelt. Dasselbe Verfahren wurde an einer Stelle weiter distal gelegen (vom Trochanter aus 30 cm) wiederholt. Damit ist die Position des Femur an den beiden Stellen (15 und 30 cm distal des Trochanters) eindeutig von außen nachvollziehbar.

Bei Proband B wurden die Messstellen bei 20 und 30 cm distal des Trochanters verwendet, weil diese Stellen im MRT besser zu vermessen waren.

Die festgelegten Punkte wurden wie folgt benannt (Abbildung Nr. 29):

- 1 TROCH [Trochanter (tastbar)]
- 2 FEMO [Femur oben (Bei Proband A 15cm, bei Proband B 20cm distal des Trochanters)]
- 3 FEMU [Femur unten (jeweils 30cm distal des Trochanters)]
- 4 PATSA [Ansatz der Quadrizeps an der Patella]
- 5 PAT [Patella (beliebige Stelle an der Patella)]
- 6 TIBO [Tibia oben (beliebige Stelle im oberen Tibiabereich)]
- 7 TIBU [Tibia unten (beliebige Stelle im unteren Tibiabereich)]
- 8 MAL [Malleolus lateralis (tastbar)]

Die Punkte FEMO und FEMU wurden nach dem MRT vermessen, die anderen Markerorte wurden durch markante Knochenpunkte definiert und über Tastung aufgesucht. Dabei ist nicht wichtig, dass die Punkte bei beiden Probanden an der gleichen Stelle liegen, weil die Probandenanalysen jeweils innerhalb des eigenen Systems erfolgen.

Die Marker 1-3 müssen im Sitzen in einer Linie liegen. Durch die Hautverschiebung verlaufen die Marker am Oberschenkel im Stehen jedoch nicht mehr in einer Linie. (Abb. 30)

Gelöscht: <sp>



Abb. Nr. 29: Beschriftung der Marker

Die Abstände zwischen den Kennzeichnungen wurden ebenfalls benannt:

Die Strecke zwischen 1 und 2 TUF, zwischen 2 und 3 FUF, zwischen 3 und 4 FUP, zwischen 4 und 5 PUP, zwischen 5 und 6 PUT, zwischen 6 und 7 TUT, zwischen 7 und 8 TUM. Außer bei FEMO und FEMU (siehe Abbildung 28) musste das MRT nicht zur Lokalisierung der Marker zu Hilfe genommen werden, da alle anderen Punkte manuell tastbar waren. Es wurde jeweils, durch Beobachtung der Marker im Bewegungsverlauf, darauf geachtet, dass während des zu messenden Bewegungsvorgangs die Marker nicht zu stark durch die Hautelastizität verschoben wurden. War dies der Fall wurde die Bewegung nicht gewertet, und erneut durchgeführt. Dies ist wichtig, da die Marker auf der Haut aufgeklebt werden und diese sich gegen darunter liegende Schichten verschieben kann. Ansonsten könnten die Projektionen der Marker auf das Femur verschoben und somit die Messwerte verfälscht werden. Durch Vorspannen der Muskeln bei drei der gemessenen Bewegungsabläufe konnte die Hautverschiebung nochmals reduziert werden.

Die Vermessung der Markerabstände ergab folgende Werte:

(Abbildung Nr. 30 zeigt die Messpositionen an Proband A, Bild Nr. 31 die von Proband B)

(U= und ; T= Trochanter; Fo= Femur oben; Fu= Femur unten, Pao= Patella oben; Pau= Patella unten; Tio= Tibia oben; Tiu= Tibia unten; M= Malleolus)

Proband A: (s. Abbildung 30)

Gelöscht: <sp>

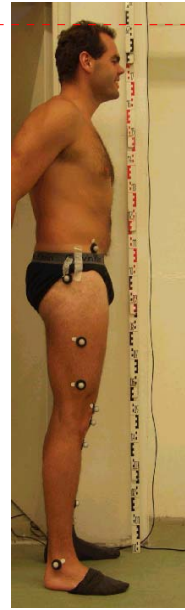
- | | |
|----------------------------|---------|
| - TUFo: | 16,5 cm |
| - FoUFu: | 17,6 cm |
| - FuUPao gestreckt: | 12,0 cm |
| - PaoUPau gestreckt: | 4,9 cm |
| - FUPao gebeugt: | 15,4 cm |
| - PaoUPau gebeugt: | 7,0 cm |
| - PauUTio Sehne gespannt: | 14,0 cm |
| - PauUTio Sehne entspannt: | 12,7 cm |
| - TioUTiu: | 15,7 cm |
| - TiuUM: | 15,5 cm |



Abb. 30: Proband A.
Markerposition im Stehen

Proband B: (s. Abbildung 31)

- TU_{Fo}: 21,0 cm
- FoU_F: 14,1 cm
- FuUP_{Pao} gestreckt: 13,4 cm
- PaoUP_{Pau} gestreckt: 4,0 cm
- FUP_{Pao} gebeugt: 15,6 cm
- PaoUP_{Pau} gebeugt: 6,5 cm
- PauUT_{io} Sehne gespannt: 12,9 cm
- PauUT_{io} Sehne gespannt: 11,0 cm
- TioUT_{iu}: 16,8 cm
- TiuUM: 17,5 cm



Gelöscht: <sp>

Abb. 31: Proband B
Markerposition im Stehen

3.6.2. Ablauf des Versuches der Determination der Knieachse

Der Proband sitzt auf einem Stuhl. Das Kniegelenk wurde von einer 90° Beugstellung heraus drei mal locker, drei mal mit vorgespannten Oberschenkelmuskeln und drei mal durch eine dritte Person geführt vollständig gestreckt. Vorgespannt bedeutet in diesem Fall, dass alle Oberschenkelmuskeln vom Probanden aktiv kontrahiert wurden, weil dadurch die Hautverschiebung reduziert , und die Bewegung wesentlich kontrollierter durchgeführt werden konnte.

Bei den Streckungen die durch eine dritte Person geführt wurden, musste der Proband versuchen die Muskeln während der gesamten Bewegung locker zu lassen, und eine weitere Person führte die Streckbewegung des Unterschenkels durch.

Die Bewegung der Probanden wurde aufgezeichnet und später analysiert. Am wichtigsten war hierbei der Beginn der Bewegung (die ersten 10° aus der Beugstellung), da die Kraft im Kraftversuch in diesem Winkelbereich erfasst wurden.

Es wurden für die beiden Probanden jeweils 9 Aufnahmen gefertigt und die 18 Kurven der Videodokumentation mit einem sechs Hertz Butterworth-Tiefpaßfilter gefiltert um verwertbare Daten zu erhalten. Die Drehachse wurde nun über das Programm „axcalc“ [42] berechnet und die entsprechenden Zahlenwerte in ein Excel-Rechenprogramm eingelesen. (siehe Kapitel Nr. 8)

4. Ergebnisse

4.1. Ergebnisse des Kraftversuchs

Im Kraftversuch konnten maximal bei beiden Probanden auf dem jeweils dominanten rechten Bein (entspricht dem Bein, mit dem die höchste Kraft aufgebracht werden konnte) folgende, in Tabelle 2 aufgelistete, Gewichte auf das Kraftgerät aufgelegt werden:

Muskeln:	Strecker
Proband A	110 kg
Proband B	110 kg

Tabelle Nr. 2

4.2. Ergebnisse der Kernspinauswertung

Tabelle Nr. 3 zeigt die Querschnittsflächen und Volumina die für die Strecker im Kernspin ermittelt werden konnten.

Muskeln	Querschnittsflächen gemessen		Querschnittsfläch
	Proband A	Proband B	Proband A
Strecker:			
Musculus vastus medialis	4.542 mm ²	4.014 mm ²	2.503 mm ²
Musculus vastus lateralis	5.024 mm ²	3.892 mm ²	3.664 mm ²
Musculus rectus femoralis	2.162 mm ²	1.875 mm ²	1.330 mm ²
Musculus vastus intermedius	3.689 mm ²	3.978 mm ²	3.005 mm ²
Musculus tensor fasciae lat.	1.539 mm ²	1.334 mm ²	1.023 mm ²
gesamt	16.955 mm ²	15.093 mm ²	11.524 mm ²

Tabelle Nr. 3.: Muskelquerschnitte des rechten Beins

Querschnittsflächen aus V/L bedeutet, dass die Flächen durch die Division der Volumina durch l wurden. Sowohl das Volumen, als auch die Länge konnten im Kernspin ermittelt werden.

4.3. Aus Kernspinauswertung berechnete Kräfte

Es lassen sich aus den Muskelquerschnitten von Tabelle 3 unter Verwendung der Formel $F = PCSA$ ($f_x = 0,33$; $f_y = 0,55$) folgende Kräfte ermitteln:

Muskeln	F mit f _x =0,33		F mit f _y =0,55		F V/L mit 0,33		F 0
	Proband A	Proband B	Proband A	Proband B	Proband A	Proband B	
Strecker:							
M. vastus medialis	1.499 N	1.325 N	2.483 N	2.208 N	826 N	685 N	1.
M. vastus lateralis	1.658 N	1.284 N	2.763 N	2.140 N	1.209 N	955 N	2.
M.rectus femoris	714 N	619 N	1.189 N	1031 N	439 N	375 N	7:
M. vastus intermedius	1.217 N	1.313 N	2.029 N	2.188 N	992 N	666 N	1.
M.tensor fasciae latae	523 N	440 N	846 N	734 N	337 N	372 N	5i
gesamt:	5.610 N	4.981 N	9.310 N	8.301 N	3.803 N	3.053 N	6.

Tabelle 4.: Aus Kernspinauswertung berechnete Kräfte

4.4. Korrigierte Kräfte

Wie bereits in Kapitel 3.4. dargestellt, wurden die Kräfte um die Winkel des Muskelfaserverlaufs aufgelistet.

Muskeln	F mit 0,33		F mit 0,55		F V/L mit 0,33	
	Proband A	Proband B	Proband A	Proband B	Proband A	Proband B
Strecker:						
M. vastus medialis	963 N	852 N	1.596 N	1.419 N	531 N	440 N
M. vastus lateralis	891 N	690 N	1.485 N	1.150 N	650 N	513 N
M. rectus femoris	714 N	619 N	1.189 N	1.031 N	439 N	375 N
M. vastus intermedius	1.127 N	1.313 N	2.029 N	2.188 N	992 N	666 N
M. tensor fasciae latae	523 N	440 N	846 N	734 N	337 N	372 N
gesamt:	4.308 N	3.913 N	7.145 N	6.522 N	2.948 N	2.367 N

Tabelle Nr. 5.: Um Winkel korrigierte Kräfte

Wie aus den Tabellen ersichtlich wird (Tabelle Nr. 6 bietet eine Übersicht), zeigt sich bei Proband A unter Berücksichtigung der maximalen Querschnittsflächen, welche über den Vergleich zu den angrenzenden Schichten im MRT erfasst wurden, eine Gesamtquerschnittsfläche aller Strecker von **16.955 mm²**, bei Proband B **15.093 mm²**. Ebenfalls eine erhebliche Differenz ergab sich bei der Berechnung der Querschnittsfläche über Division des Volumens durch die Länge. Hier konnten für Proband A **11.524 mm²** und für Proband B **9.252 mm²** errechnet werden.

Unter Annahme der bisher allgemein verwendeten Formel mit dem Zahlenwert 0,33 (**im folgenden Text mit f_x bezeichnet**), ergab sich bei Proband A für die Querschnittsflächen eine Kraft von **5.610 N**, mit dem Zahlenwert von 0,55 N (= f_y) eine Kraft von **9.310 N**. Bei den durch Volumen und Länge ermittelten Querschnittsflächen wurden für f_x **3.803 N**, für f_y **6.338 N** festgestellt. (siehe Tabelle Nr. 4)

Bei Proband B erhielt man für die Querschnittsflächen den Wert **4.981 N**, für f_x , und für f_y den Wert **8.301 N**. Berücksichtigt man die Werte, die durch den Quotienten Volumen / Länge (V/L) bestimmt wurden, erhält man für f_x **3.053 N**, für f_y **5.089 N**. Bei Proband A erhielt man für die abgeschätzten Querschnittsflächen unter Verwendung des Zahlenfaktors 0,33 den Wert **4.308 N**, für 0,55 der Wert **7.145 N**. Berücksichtigt man die Ergebnisse aus der Rechnung V/L, zeigten sich **2.948 N** für f_x , **4.914 N** für f_y .

Für Proband B konnte mit dem Faktor 0,33 **3.913 N**, mit dem Faktor 0,55 **6.522 N** berechnet werden.

Ermittelte man die Kräfte für die Berechnungen aus V/L, so ergaben sich für f_x **2.367 N**, für f_y **3.944 N**.

Bei Proband B wurden also insgesamt niedrigere Ergebnisse ermittelt als bei Proband A.

Für die Messungen der Kniewerte in der Videoanalyse wurden zur Bestimmung der Orte, an denen die reflektierenden Marker angebracht werden, die Oberschenkel im MRT auch nach Knochen und Umfang vermessen und in Tabelle Nr.7 aufgelistet.

Probanden	Querschnitte	Querschnitte aus V/L	Kraft mit 0,33 berechnet	Kraft mit 0,55 berechnet	Kraft aus V/L-Werten mit 0,33	Kraft aus V/L-Werten mit 0,55	Kraft mit 0,33 mit Winkelkorrektur	Kraft mit 0,55 Winkelkorrektur		
Proband A	16.955 mm ²	11.524 mm ²	5.610 N	9.310 N	3.803 N	6.338 N	4.308 N	7.14		
Proband B	15.093 mm ²	9.252 mm ²	4.982 N	8.301 N	3.053 N	5.089 N	3.913 N	6.52		

Tabelle Nr.6.: Übersicht über die Werte der Probanden im Vergleich

4.5. Vermessung der relevanten Beinmaße der Probanden im MRT

	Proband A rechter Oberschenkel (OS) ab Trochanter 15cm nach unten gemessen	rechter OS 30 cm nach unten / 8 cm über Knie	Proband B Obersch (OS) ab Trochanter nach unten gemessen
OS-Querschnittsflächen	33.971 mm ²	24.735 mm ²	27.541
Knie-Querschnittsflächen	801 mm ²	703 mm ²	687 mm ²
OS-Umfang	704 mm	603 mm	630 mm
Knie-Umfang	120 mm	117 mm	104 mm
von Knochenmitte nach oben (OS-Rand)	91 mm	72 mm	81 mm
von Knochenmitte zur OS-Seite	68 mm	70 mm	73 mm
von Knochenmitte nach unten (OS-Rand)	117 mm	98 mm	107 mm
von Knochenmitte zur OS-Mitte	123 mm	98 mm	111 mm
Knochendurchmesser waagrecht	31 mm	35 mm	25 mm
Knochendurchmesser senkrecht	34 mm	35 mm	33 mm
OS-Durchmesser waagrecht	194 mm	170 mm	185 mm
OS-Durchmesser senkrecht	213 mm	174 mm	189 mm

Tabelle Nr. 7 Vermessung der Probanden im MRT

Wie in diesen Tabellen zu erkennen ist, ergibt sich hier sowohl ein Unterschied im Umfang des Oberschenkels, als auch ein Unterschied in den Querschnittsflächen. Beispielsweise hat Proband A 30 cm vom Trochanter nach distal gemessen eine Oberschenkelquerschnittsfläche von **33.971 mm²**, einen Oberschenkelumfang von **704 mm**, einen von lateral nach medial gemessenen Oberschenkeldurchmesser von **194 mm** und einen von frontal nach dorsal gemessenen Oberschenkeldurchmesser von **213 mm**.

Im Gegensatz dazu ergeben sich für Proband B, (ebenfalls vom Trochanter 30 cm nach distal gemessen) **21.597 mm** für die Oberschenkelquerschnittsfläche, **563 mm** für den Oberschenkelumfang, **154 mm** für den Oberschenkeldurchmesser von lateral nach medial gemessen und **176 mm** für den Oberschenkeldurchmesser von frontal nach dorsal gemessen.

4. 6. Ergebnisse des Knieachsenversuchs

Die Ermittlung der im Bewegungslabor ermittelten Kniestrecken, die zur Berechnung der tatsächlich von den Probanden erbrachten Muskelkraft benötigt werden, erbrachte die in Tabelle Nr. 8 zusammengefassten Ergebnisse.

Längenverhältnisse am Knie:

Aufnahmen	Proband A	Proband B
1	65,86 mm	66,05 mm
2	65,59 mm	45,00 mm
3	60,03 mm	56,57 mm
4	65,15 mm	65,09 mm
5	60,34 mm	60,87 mm
6	60,97 mm	58,31 mm
7	63,36 mm	54,07 mm
8	69,93 mm	52,86 mm
9	56, 36 mm	51,43 mm

Tabelle Nr. 8.: Im Bewegungslabor ermittelte Längenverhältnisse am Knie

Aus der Tabelle Nr. 8 ist ersichtlich, dass sich für Proband A häufiger größere Strecken ergeben als für Proband B.

5. Diskussion

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Möglichkeit einer theoretischen Berechnung von Muskelkräften an lebenden Personen. Bei zwei in möglichst vielen Aspekten wie Trainingszustand, Gewicht und Kraft übereinstimmenden Probanden wurden die Kräfte der Oberschenkelmuskulatur unter standardisierten Bedingungen gemessen. Die beiden Probanden wurden einer Kernspintomographie (syn: Magnetresonanztomographie, MRT) (s. o.) unterzogen, um die physiologischen Querschnitte ihrer Muskeln zu ermitteln. Aus den Querschnittsflächen wurde über aus der Literatur bekannte Formeln die theoretische Muskelkraft der jeweiligen Person berechnet und mit den Werten aus den Kraftmessungen verglichen. Da offensichtlich die individuelle Beschaffenheit der Hebelverhältnisse am Knie der Probanden in entscheidendem Maße in die Berechnungen einfließt, wurde im Bewegungslabor eine Methode zur Erfassung dieser Werte erarbeitet.

5.1. Die Kernspinauswertung

In dieser Arbeit mussten zunächst die Muskelquerschnittsflächen erfasst werden, da diese als Berechnungsgrundlage für die anzunehmende Kraft der Probanden dienten.

Dies wurde durch MRT-Messungen und deren Auswertungen angegangen. Die Vermessung der Querschnitte durch Markierung der Muskelbäuche in der Ansicht ihrer transversalen Schnitte von kaudal erwies sich als äußerst geeignete und genaue Methode, um dieses Ziel zu erreichen, denn gerade die Kernspintomographie eignet sich besonders zur Darstellung verschiedener Weichteilgewebe (wie beispielsweise Muskeln) [33]. Ein weiterer entscheidender Vorteil beruht auf der Tatsache, dass die Kraftversuche und die MRT-Querschnittsmessungen an derselben Person durchgeführt werden können.

Diese Art der Querschnittsmessung hat jedoch auch folgende Nachteile:

a) Beispielsweise können im MRT nur bestimmte Schichten aufgelöst werden. In dieser Studie lag die Schichtdicke bei 1cm, wodurch die dazwischen liegenden Muskelanteile vom Computer über Interpolation erfasst werden mussten.

b) Auch ist die hier verwendete Auflösung nicht so genau, dass alle Muskelfasern erfasst werden können. Es handelt sich also um eine Näherung. Außerdem werden die Schichten nicht immer genau im 90°- Winkel zum Faserverlauf erfasst, so dass die Querschnittsfläche für die Berechnungen nicht alle Fasern in diesem Winkel schneidet, wie es definitionsgemäß für die physiologische Querschnittsfläche erforderlich wäre. [27] Dieses Problem kann versuchsweise durch die oben bereits erwähnte Methodik der Winkelausmessung und –verrechnung behoben werden. Diese Vermessung anhand des Atlas von Yokochi [48] ist aber wiederum nicht individuell auf die einzelnen Probanden abgestimmt. Zusätzlich verfälscht die zweidimensionale Darstellung auf den Abbildungen die Winkel.

In der Literatur liegt eine Studie von Narici, Landoni und Minetti vor, die in ihrer Muskelkraftberechnung auch die Ansatzwinkel der Muskeln berücksichtigt [27] [In dieser Studie ergab sich jedoch ein konstantes Verhältnis zwischen Muskelquerschnitt und Kraft.

Allgemein lassen sich über die verschiedenen Funktionen der einzelnen Fasern nur ungefähre Aussagen treffen. Als Beispiel gibt Gary L. Soderberg [41] für den Vastus medialis an, dass wegen der Position seiner Fasern dieser Anteil mehr dazu beiträgt, eine mediale Kraft auf die Patella auszuüben, als den Quadrizepsmuskel bei der Kniestreckung zu unterstützen [41]. Für wie viele der Fasern des Muskels dies zutrifft, kann nicht angegeben werden. Die Einbeziehung der Faserverläufe enthält also starke Ungenauigkeiten.

Weil die Rechnung in der die Faserverläufe berücksichtigt werden (s. Kap. 3.3) aber keine individuelle Messung beinhaltet, widerspricht sie dem Grundprinzip der Vermessung aller zu vergleichenden Werte an einer Person, das dieser Studie zugrunde liegt. Sie wurde deshalb nur versuchsweise unternommen.

Im Falle dieser Arbeit wurde allerdings beobachtet, dass die Einbeziehung der Faserverläufe in die Berechnungen eher zu Übereinstimmungen zwischen theoretisch errechneten und am Kraftgerät gemessenen Werten führte.

Eventuell wäre es ein Ansatzpunkt für weitere Studien, eine individuelle Vermessung dieser Winkel zu ermöglichen.

c) Die Abgrenzung der Muskeln in der Kernspinauswertung ist zwar in den meisten Bereichen sehr genau, jedoch kann z.B. der Beginn des Muskels zwischen zwei

Schichten liegen und somit nicht zu erkennen sein. Auch besteht die Möglichkeit, dass er sehr eng an anderen Strukturen liegt oder zu klein ist, um abgegrenzt (und mit dem Cursor umfahren) werden zu können. Diese Muskelabschnitte sind aber so klein (es handelt sich hierbei um Messungenauigkeiten, die im Bereich von Millimetern liegen), dass sie das Ergebnis kaum entscheidend verändern können.

Nicht alle Muskeln können bis ins letzte Detail vermessen werden. Aus diesem Grund wurden die kleineren, auch an den Bewegungen beteiligten Muskeln (zum Beispiel M. popliteus, M. articularis genus) nicht berücksichtigt, da ihr Querschnitt zu gering ist und somit ihre Erfassung zu fehleranfällig wäre. Die Einbeziehung dieser Daten würde somit die Genauigkeit der Methode eher verfälschen, als verbessern.

d) Als weiterer Kritikpunkt ist anzuführen, dass die Auswertung der einzelnen Bilder der Genauigkeit und Geschicklichkeit der auswertenden Person unterliegt. Eine absolut exakte Vermessung der Muskeln ist mit dieser Methode also nicht möglich. Die Ergebnisse sind aber im Sinne dieses Versuches hinreichend genau, da es sich um zufällige Fehler im Bereich von wenigen Millimetern handelt, die auf die Kraftberechnungen nur geringe Auswirkungen (sicherlich unter 1%) haben.

Da die positiven Aspekte dieser Messmethode die negativen überwiegen, erweist sich die MRT-Auswertung als eine geeignete und hinreichend sensible Methode, die Muskelquerschnittsflächen zu bestimmen, da sie nicht invasiv ist, relativ genaue Abgrenzungsmöglichkeit zwischen Muskel und umgebendem Gewebe bietet, und anhand der gespeicherten Daten gut reproduzierbar ist.

In einigen Studien über die Berechnung der Muskelkraft aus der Muskelquerschnittsfläche wurde bereits die Methodik der nuklearen Magnetresonanztomographie herangezogen. Z. B. stand in der Studie von Narici, Roi und Landoni [27] ein Vergleich zwischen Streckern und Beugern im Vordergrund. Es wurden ebenfalls Kraftmessungen an Kraftmaschinen durchgeführt, mit dem Ergebnis, dass kein großer Unterschied in der aufzubringenden Kraft pro cm^2 zwischen Beugern und Streckern existiert. In dieser Studie wurden die Hebelarme für die Berechnung aus der Literatur bezogen, womit die Individualität dieser Daten nicht berücksichtigt ist.

Auch Fukunaga, Roy und Shellock [8] et al. verwendeten das MRT zur Messung der physiologischen Querschnittsfläche, ohne dies in dieser Studie mit der Kraft in Zusammenhang zu setzen. Dort wird auch, unter Verwendung der Winkel, in denen die Muskeln ansetzen, auf den Unterschied zwischen der physiologischen und der anatomischen Querschnittsfläche eingegangen. Aus den in dieser Studie ermittelten Daten geht hervor, dass aus der anatomische Querschnittsfläche keine Aussage über die Muskelfunktionen getroffen werden können.

In dieser Publikation wurde auch eine Tabelle aufgeführt, in der das Volumen durch die Länge geteilt wird, um somit die durchschnittliche Querschnittsfläche zu errechnen. Auch Crownshield und Brand verwendeten diesen Quotienten als Basis ihrer Berechnungen [5]. Nach den Ergebnissen unserer Studie sind diese Werte jedoch nicht so korrekt wie die direkt ermittelten Querschnittsflächen.

In der Literatur finden sich auch andere Methoden, um die Querschnittsfläche der Muskeln zu messen.

Im Vergleich zur MRT-Auswertung stellt die ebenfalls denkbare, und häufige praktizierte Methodik des Herauspräparierens von Muskeln aus Leichen [44;47] eine Vorgehensweise dar, die mit wesentlich mehr Ungenauigkeiten behaftet ist. Mit dieser Versuchsmethode ist zwar die Abgrenzung der einzelnen Muskeln gut möglich, jedoch entspricht der Zustand der Muskeln, die präpariert werden, nicht mehr dem vitalen Status. Ein Muskel erfährt je nach Liegezeit verschiedene Veränderungen; Totenstarre, Fäulnis und Verwesung bedingen, dass der Muskel nicht mehr in seiner ursprünglichen Form vorliegt.

Ikai und Fukunaga [13] bestimmten die Querschnittsflächen anhand von Ultraschallmessungen (Sonographie) der Oberarmmuskulatur, um somit eine Vorhersage über die zu erwartende Kraft treffen zu können. Der Versuch, die Muskeln durch Ultraschall auszumessen [12], ist eine preiswerte Alternative zur MRT-Messung unter in vivo Bedingungen, jedoch in seiner Präzision längst nicht mit den Kernspinmessungen oder dem Herauspräparieren der einzelnen Muskeln vergleichbar. Die Bildauflösung ist qualitativ schlechter als in der MRT-Auswertung und die Abgrenzung zu anderen Strukturen sowohl schwieriger, als auch ungenauer. Das Ergebnis ist in einem wesentlich größeren Ausmaß vom Untersucher abhängig und schlechter reproduzierbar, da bei den angefertigten Aufnahmen der Messort am

Muskel nicht genau gekennzeichnet werden kann. Diese Methodik ist also mit wesentlich mehr Fehlerquellen behaftet.

Auch computertomographische Aufnahmen (CT) wurden zur Messung herangezogen. Jedoch besitzt das MRT die Möglichkeit, stärker zwischen den Weichteilgeweben zu unterscheiden als die Computertomographie. Eine computertomographische Auswertung [7] ist außerdem wegen der Strahlenbelastung an lebenden Probanden nicht so unbedenklich, wie die MRT-Auswertung. Beim MRT muss keine ionisierende Strahlung eingesetzt werden, was ihren größten Vorteil darstellt [27]. Somit werden die gesundheitlichen Risiken dieser Untersuchungen weiter reduziert.

Wenn man alle Vor- und Nachteile der verschiedenen Methoden gegenüberstellt, ist die MRT-Auswertung den anderen Auswertungsmethoden in der Kombination aus Praktikabilität, Belastung für den Probanden und Präzision überlegen.

5.2. Die Kraftmessungen

Um die Ergebnisse der Berechnung der Muskelkräfte aus den MRT-Auswertungen mit den tatsächlichen Werten vergleichen zu können, müssen die maximalen Kräfte der Probanden möglichst einfach und präzise erfasst werden. Diese Messungen erfolgten für diese Arbeit an Kraftmaschinen (s. Kap. 3.7). Die direkte Kraftmessung an den Streckermaschinen ist sehr praktikabel und hat den Vorteil, dass die Muskeln in ihrer originalen Form, die sie auch in der MRT- Messung hatten vorlagen. Diese Kraftmessungen bergen aber allerdings auch Fehlerquellen.

a) Die jeweilige Tagesverfassung des Probanden wirkt sich in kaum abschätzbarer Weise auf die am Messtag ermittelte Maximalkraft aus. Kawakami, Akima et al. zitieren Studien von Allen et al. 1995, Belanger and McComas 1981 und Dowling et al. 1994 [16], in denen beschrieben wurde, dass es einem Menschen nicht möglich ist, alle motorischen Einheiten eines Muskels während einer maximalen willkürlichen Kontraktion zu aktivieren [16]. Auch zwischen den einzelnen Personen gibt es in dieser Hinsicht Unterschiede: Laut Dowling und Cardone hatten Belanger und

McComas gezeigt, dass verschiedene Menschen eine unterschiedliche maximale Anzahl an Motoneuronen willkürlich aktivieren können [7].

Die subjektive Empfindung der eigenen Grenzen kann von Tag zu Tag variieren. Es wurde aber darauf geachtet, dass die Probanden ausgeruht und selbstverständlich unverletzt zur Kraftmessung erschienen.

Aber auch bei voller Ausschöpfung der eigenen Möglichkeiten gilt, dass die statische Maximalkraft, die durch reflektorische Steuerung unterstützt wird und willkürlich erzielt werden kann, etwa um 20-30 % unter der absoluten Maximalkraft liegt. Eine Steigerung bis zu 15-20 % kann durch die willentlich gesteuerte Motivation zur maximalen Kraftleistung ausgelöst werden [45].

Ergänzend erwähnen auch Ikai und Fukunaga in ihrer Studie, dass die Psyche eine entscheidende Rolle spielt, wenn es um die maximale Kraftentwicklung geht. Laut ihren Angaben kann die Kraft durch Hypnose oder Eigenbeeinflussung, wie beispielsweise lautes Schreien, um bis zu 30% gesteigert werden [13].

Um diese Fehler möglichst gering zu halten, wurden zwei sportliche und mit Krafttraining erfahrene Probanden mit der Durchführung der Versuche bemüht, so dass man davon ausgehen konnte, dass die jeweilige Maximalgrenze von beiden relativ gut eingeschätzt werden konnte. Außerdem wurde wegen der Ermüdbarkeit der Muskeln auf Erholungszeiten geachtet. Ein ausreichendes Aufwärmtraining war gegeben.

b) Die Möglichkeit der Gewichtsabstufung wurde durch die auflegbaren Gewichte begrenzt (Abstufungen bis zu minimal 1,25 kg (wegen des Übersetzungsverhältnisses also nur die Hälfte von 1,25 kg) möglich). Eine Abstufung im 100g Bereich wäre für die Berechnungen vielleicht wünschenswert, würde jedoch die Anzahl der Versuche deutlich erhöhen und so Ermüdungsartefakte bedingen.

c) Nachteilig für die Messung ist auch die Tatsache, dass bei dieser Bewegung auch Muskeln beteiligt sind, die nicht in der Ausmessung berücksichtigt werden konnten. Bei jeder natürlichen Bewegung sind nicht nur die bewusst aktivierten Muskeln involviert, sondern es werden auch viele Muskeln unbewusst aktiviert und unterstützen die Abläufe als unkalkulierbaren Faktor. Da nicht alle Muskeln in dieser Kernspinmessung erfasst wurden, konnten diese Faktoren auch dort nicht mit berücksichtigt werden. Bei der Kraftmessung wurde jedoch versucht, den Einfluss

anderen Muskelgruppen (z. B. Armmuskulatur) durch entsprechende fixierte Sitzposition, etc. so gut wie möglich auszuschalten. Selbstverständlich ist dies trotzdem nicht vollständig auszuschließen.

d) Streng genommen entspricht die Art der Kraftmessung an den Kraftmaschinen auch nicht den oben beschriebenen Kriterien der Isometrie. Bei der Messung wurde ein minimaler Ausschlag des Fußes nach vorne als positiv gewertet, was definitionsgemäß nicht einer isometrischen Kontraktionsform entspricht. Dadurch, dass aber kein "Schwungholen" des Unterschenkels erlaubt wurde, und der Ausschlagswinkel $<10^\circ$ gehalten wurde, ist diese Kraft dennoch als näherungsweise isometrisch zu verstehen.

Dennoch sind diese Mängel im Vergleich zu den Vorteilen dieser Methode, nämlich die Praktikabilität, die Individualität der Vermessung und das Vorliegen der Muskeln im in vivo Zustand vernachlässigbar.

In der Studie von Narici, Roi und Landoni, wurde dieser Versuchsaufbau ebenfalls zur Messung der maximalen Kraft herangezogen [27]. Auch hier bewies er sich als geeignete Methode. Diese Studie zeigte, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen der maximalen Kraft der Beuger und der Strecker gibt [27].

Die Messung von Muskelkräften im Zusammenhang mit deren Querschnittsfläche wurde auch vielfach mit anderen Methoden gemessen getestet. Die methodische Grundlage der meisten dieser Tests besteht im postmortalen Herauspräparieren einzelner Muskeln und Muskelgruppen und Ausmessung der Physiological Cross-Sectional Area (PCSA) [4]. Bei der Studie von Wexler, Ding und Binder-Macleod 1997 [46] erfolgte beispielsweise die Kraftmessung über eine elektrische Stimulation von Rattenmuskulatur. Prinzipiell wäre es denkbar, diese Technik auch an herauspräparierten menschlichen Muskeln durchzuführen. Die Problematik besteht bei dieser Methode allerdings darin, dass die Größe der aufzubringenden Muskelkraft durch künstliche Stimulation nicht mit natürlicher Innervation vergleichbar ist. Ebenso ist der Aufbau der Leichenmuskulaturversuche (wie z. B. Schultermodelle [43]) meist mit einer gewissen Vereinfachung der natürlichen Bewegungsabläufe verbunden. Das heißt, dass die Bewegung nicht so abläuft, wie sie es beim Menschen normalerweise tut. Wegen ihres komplexen Zusammenspiels können nicht alle an einem Bewegungsablauf beteiligten Muskeln berücksichtigt werden.

Zusätzlich entspricht die Muskelquerschnittsfläche bei Leichen wegen der zahlreichen postmortalen Veränderungen (s. u.) nicht mehr dem prämortalen Zustand [28]. Es tritt einerseits das Problem autolytischer Prozesse auf, andererseits besteht eine weitere Fehlerquelle in der Totenstarre, welche durch den "Abbau des sog. "Weichmachers" Adenosin-Triphosphat (ATP)" [30] entsteht, der zur Kontraktion benötigt wird. Hinzu kommt, dass die elektrische Stimulierung mit weiteren Einschränkungen behaftet ist. So wäre beispielsweise die Frage zu stellen, inwiefern diese Stimulation einer natürlichen Innervation entspricht. Außerdem lässt sich nicht nachvollziehen, wie viele Muskelfasern dabei tatsächlich erregt werden. Es zeigt sich somit, dass der Muskel nicht mehr wie unter in vivo-Bedingungen stimuliert werden und sich nicht wie im prämortalen Zustand kontrahieren kann. Eine Studie von Henßge et al. [10] aus dem Jahre 1984 beweist, dass das Kraftmaximum der muskulären Reaktion mit der fortschreitenden Todeszeit abnimmt [10].

Außerdem kann man meist die Vorgeschichte dieser Personen bezüglich vorbestehender Verletzungen nicht mit hinreichender Genauigkeit erfassen. Dabei ist es durchaus vorstellbar, dass diese sich auf die Kontraktionsfähigkeit des Muskels auswirken kann. Bei anderen Studien dienten Muskelkraftmessungen an lebenden Personen [12] der Überprüfung der theoretisch ermittelten Maximalkraft mit dem Nachteil, dass die Daten nicht an derselben Person, an der auch die Muskeln vermessen wurden, erfasst werden konnten. Auch wenn versucht wurde, einige Parameter wie Größe, Körpergewicht und Trainingszustand innerhalb des Probandengutes vergleichbar konstant zu halten, sind dennoch die Hebelarme, die über die Gelenke wirken, nicht immer entsprechend ähnlich.

Weitere Studien versuchten über EMG (Elektromyogramm)-Daten Kräfte zu bestimmen. Nieminen, Niemi et al. erfassten EMG-Daten an Probanden. Quantitative Aussagen über die Kraft wurden jedoch nicht getroffen [28]. Solange aber keine quantitativen Aussagen getroffen werden können, ist diese Methodik nicht geeignet.

Weitere Versuche zur Prognose der Muskelkraft wurden in der Studie von Wexler und Ding [46], die anhand von Untersuchungen an Ratten ein mathematisches Modell für diese Vorhersagen entworfen haben, unternommen. Da in diesem Modell die Ratten zur Versuchsdurchführung anästhesiert werden mussten, ist diese Methode wegen der potentiellen Gefährdung der Versuchspersonen für Messungen an Menschen ethisch nicht zu vertreten.

Trotz aller erwähnten Einwände, die gegen die Kraftmessung an den Kraftmaschinen sprechen, ist sie die authentischste, genaueste und gleichzeitig die, die eine Vermessung der Querschnittsflächen und der Muskelkräfte an einer Person erlauben.

5.3. Der Knieachsenversuch

Da in der vorliegenden Studie beide Probanden in der Kraftmessung auf ihrem dominanten Bein die gleiche Maximalkraft aufbringen konnten, müssten sich, rein theoretisch, entweder die physiologischen Querschnittsflächen der Muskeln und Muskelgruppen in etwa entsprechen, oder es müssten bei unterschiedlichen Querschnittsflächenwerten unterschiedliche Hebelverhältnisse vorliegen.

In der MRT-Querschnittsflächenmessung wurden bei den Probanden stark unterschiedliche Ergebnisse ermittelt. Beispielsweise beträgt der Wert der Streckerquerschnittsflächen aus V/L von Proband B nur 80,3 % des vergleichbaren Wertes von Proband A.

Würde man für Berechnungen die Werte der Kniehebelarme nicht aus dem hier durchgeführten Versuch, sondern aus der Literatur entnehmen, so müssten wiederum, um das Ergebnis der Maximalkraftberechnung zu bestätigen, bei beiden Versuchspersonen gleiche Querschnittsflächen vorliegen, was ja nicht gegeben ist. Eine individuelle Vermessung ist also notwendig, denn der Einfluss des Hebelarmes ist von entscheidender Bedeutung.

Da keine ausreichende Literatur zu diesem Thema vorhanden war, und diese, wenn überhaupt, nur Durchschnittswerte angibt und keine Möglichkeit zur individuellen Berechnung bietet, wurde ein neuer Ansatz mit dem oben beschriebenen Bewegungslabor gewählt. Daher wurde auf das oben beschriebene Bewegungslabor zurückgegriffen.

Es ergaben sich jedoch Probleme, die die Erfassung der wichtigen Kniedaten nicht mit der erforderlichen Genauigkeit zulassen.

1. Der Oberschenkel zu viel Spielraum gegenüber der Auflagefläche, so dass er sich in der Ebene verschieben kann.

2. Die Aufnahmezeitpunkte sind schwer reproduzierbar festzulegen und vor allem die Hautverschiebung schafft einen Ungenauigkeitsfaktor, der zu den stark schwankenden und nicht verwertbaren Ergebnissen führt, da diese die Berechnungsergebnisse zu stark schwanken lassen.

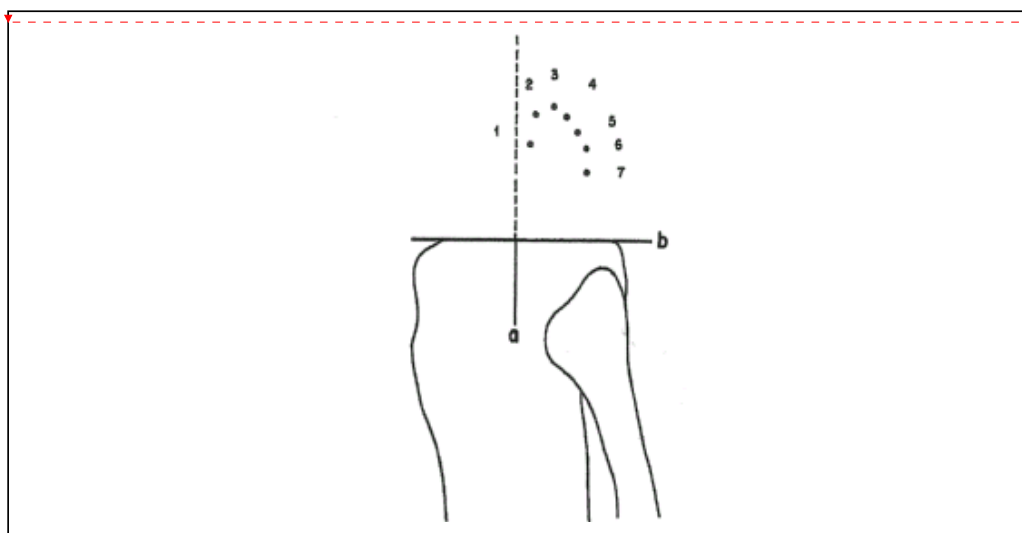
Trotz dieser möglichen Einschränkungen haben wir diese Methode versucht, da sie die einzige Möglichkeit zur individuellen Vermessung der Knieachse ist, ohne gesundheitliche Risiken für den Probanden zu bergen.

Schon Panjabi [29] berichtete über Schwierigkeiten bei der Erfassung der Kniegelenksachse. Er stellte fest, dass bereits kleinere Fehler im Versuchsaufbau (die ja zwangsläufig in jedem derartigen Experiment vorliegen und zu mehr oder weniger großen Streubreiten der Ergebnisse führen) zu großen Ergebnisunterschieden führen. Als Verbesserungsvorschlag gibt Panjabi an, dass im Versuch der Winkel des Knies und die auf der Haut von Ober- und Unterschenkel befestigten Marker möglichst nahe bei 90° liegen sollte. Außerdem sollten die Marker sehr weit vom vermuteten Rotationszentrum entfernt liegen, um die Fehler möglichst gering zu halten. Er beschreibt weiterhin, dass die Ungenauigkeit auch mit der Größe des Rotationswinkels steigt [29]. Dies wurde in unserer Studie soweit wie möglich berücksichtigt.

Juul-Kristensen et al. [40] berechneten anhand von MRT- Aufnahmen die Drehmomentarme verschiedener Schultergelenke. Jedoch berücksichtigten sie nicht das volle Ausmaß der ganzen Bewegung, und die Berechnungen an einem Schultergelenk werden nicht durch die gleichen anatomischen Besonderheiten wie beim Kniegelenk (Verschiebung der Kondylen, Patella als Hypomochlion, s.o.) verkompliziert [14]. Die Berechnungen am Kniegelenk sind als nicht mit denen am Schultergelenk vergleichbar.

Die bisher existierenden Methoden für diese Messung und deren Ungenauigkeiten wurden von Soudan und Audekercke [43] gegenübergestellt. Als besonders problematisch beschrieben sie die Tatsache, dass die meisten Gelenke dreidimensional wirken, in vielen Studien aber eine zweidimensionale Messung vorgenommen wird [43]. Diesem Punkt wurde bei uns durch die Verteilung der Kameras im Raum, durch die Kalibrierung des Messsystems und die Umrechnung mit dem speziellen Computerprogramm Rechnung getragen.

Eine weitere biomechanische Analyse der Knieflexion und Extension wurde im Jahre 1973 von Smidt [40] veröffentlicht. Zur Durchführung dieser Analyse stütze er seine Messungen auf sequentielle Röntgenaufnahmen des Knies an 26 Personen, wobei in diesen Aufnahmen das Knie jeweils von der Seite erfasst wurde. Er konstatierte, dass bei der Kniebewegung in der Sagittalebene der Weg des jeweiligen Zentrums der Bewegung eine Involute formt, die in der antero-distalen Richtung geöffnet und in der Region des lateralen Epicondylus femoris lokalisiert ist [40]. Diese Involute ist in Abbildung Nr.33 aufgezeichnet.



Gelöscht: <sp>¶

Abb. Nr.33: Form der Involute nach Smidt [40]

Im Gegensatz zu unserer Methode bietet diese jedoch eine nicht unerhebliche Strahlenbelastung. Soudan und Audekercke geben außerdem zu bedenken, dass möglicherweise die Röntgenaufnahmen nicht immer genau parallel zur Gelenkebene liegen und dadurch die Messungen verfälscht sein können [40].

Eine weitere Möglichkeit wäre die oberflächliche Ausmessung des Knies mit anthropometrischem Messbesteck, welche aber dann wiederum sehr stark von der Messtechnik abhängig wäre. Ein genaues Ansetzen der Messgeräte ist bei unterschiedlichen anatomischen Verhältnisse nur schlecht möglich, da Leitstrukturen, wie z.B. die Kondylen, nicht genau getastet werden könne. Außerdem kann die Hautdicke, und vor allem die Dicke des subkutanen Fettgewebes nicht erfasst werden. Die dadurch entstehende Ungenauigkeit fällt jedoch entscheidend ins Gewicht.

Es existieren auch Studien zu Erfassung des Weges, den die Rotationsachse des Knies zurücklegt. Die Studie von Montgomery und Moorehead erfasste den Vergleich zwischen dem Weg, den die Achse in einem gesunden und in einem kranken Knie (z. B. Kreuzbandruptur) zurücklegt [23]. Allerdings werden in diesen Studien keine einzelnen Punkte (von denen aus der Hebelarm gemessen werden könnte) für den jeweils entsprechenden Beugungswinkel festgelegt, wie es für die exakte Berechnung notwendig wäre.

Solange man die Strecke $L(\text{Pat})$ nicht ermitteln kann, ist es auch nicht möglich, die Muskelkraft eines Menschen über seine Muskelquerschnitte abzuschätzen, da gerade dieser Faktor in den Rechnungen eine entscheidende Rolle spielt. Bereits kleine Abweichungen dieses Faktors führen zu einer gravierenden Veränderung des Ergebnisses.

Entweder die Verbesserung dieser, oder die Entwicklung einer geeigneten Methode für diese Messung würde die Vorhersagbarkeit von Muskelkräften entscheidend verbessern.

5. 4. Ergebnisdiskussion

Unsere Ergebnisse lassen folgende Rückschlüsse zu:

Bei beiden Probanden konnte im Kraftversuch des jeweils rechten Oberschenkels max. 110 kg auf der Kraftmaschine aufgelegt werden. Wenn man davon ausgeht, dass der Muskelquerschnitt über die oben benannte Formel ($F = \text{PCSA} \times 0.33 \times 10^6$) für alle Personen gleich in die Muskelkraft umgewandelt werden kann, dann müssten im Umkehrschluss beide Probanden die gleiche Summe ihrer Streckerquerschnittsflächen am rechten Oberschenkel haben. Tabelle Nr. 6 zeigt in einer Übersicht, dass dies nicht zutrifft.

Proband A zeigte in der einfachen Vermessung einen Querschnitt von 16.955 mm^2 , Proband B eine Querschnittsfläche von 15.093 mm^2 . Auch in der Berechnung des Querschnitts aus Volumen geteilt durch die Länge (V/L) ergaben sich Unterschiede: Proband A wies eine Querschnittsfläche von 11.425 mm^2 , Proband B eine Querschnittsfläche von 9.252 mm^2 . Diese Berechnungsart sollte ursprünglich die

Fehler, die sich durch die relativ schwierige Abschätzung der jeweils größten Fläche in der normalen Auswertung ergeben, verringern. Es zeigte sich jedoch eine noch größere Diskrepanz.

Diese Querschnittsflächen wurden dann über Formel Nr. 3 in die Kraft umgerechnet. Es wurde zunächst die gängige Formel mit $f_x = 0,33$ benutzt. Da es sich um durchtrainierte Probanden handelte, wurden alle Berechnungen auch mit $f_y = 0,55$ erstellt. Die Diskrepanz zwischen den beiden Probanden betrug hierbei im günstigsten Fall 0,395 N; die größte Differenz war 1,249 N.

Diese Ergebnisse zeigen, dass ein anderer Faktor in diese Betrachtungen mit einbezogen werden muss. Kapitel 3. 5. 2 verdeutlicht, dass dieser Faktor vermutlich der Hebelarm im Knie ist. Deshalb wurde versucht, diesen über den Knieversuch zu eruieren. Die Bewegungen erfolgten 3x locker, 3x mit vorgespannter Muskulatur, 3x geführt. Die geringsten Abweichungen waren bei den Bewegungen zu verzeichnen, die unter gleichzeitig angespannten Agonisten und Antagonisten durchgeführt wurden. Hierbei lassen sich die an der Haut befestigten Oberflächenmarker weitgehend konstant in ihrer Position halten. Da bereits geringe Schwankungen dieser Ergebnisse große Unterschiede in der Kraftberechnung bedeuten, ist diese Methodik in dem Zusammenhang nicht verwertbar.

Für Proband A wäre beispielsweise für die L(Pat)-Strecken Nr. 3 (60,03 mm) und 5 (60,34 mm) in der Berechnung der tatsächlichen Kraft (Endergebnis ca. 6.325 N), und dem Faktor $f_y=0,55$ (V/L) in der Formel Nr. 3 zur Berechnung des theoretischen Wertes (Endergebnis: 6.338 N) eine hinreichend genaue Übereinstimmung gegeben. Bei Proband B ergibt sich eine relative Übereinstimmung zwischen dem theoretischen Endergebnis von 8.301 N für den eingesetzten Faktor 0,55 (f_y) (Normalmessung) und dem tatsächlichen Kraftwert (8.433 N) wenn man die L (Pat) Nr. 2 (45,00 mm) annimmt. Die Ergebnisse des Knieachsenversuchs haben jedoch eine Spannweite von ca. 10 mm (Mittelwert: 63,07 mm; Standardabweichung 4,06) für Proband A und ca. 15 mm (Mittelwert: 56,69 mm; Standardabweichung 6,75) für Proband B. Dies verdeutlicht wieder, dass der Wert L(Pat) noch genauer bestimmbar sein müsste, um repräsentative Ergebnisse zu erhalten.

Eine Möglichkeit zur Messung dieses Hebelarmes zu entwickeln könnte ein Ansatz für neue Studien sein. Eventuell könnte versucht werden, Röntgenfilme zur Ausmessung heranzuziehen. Hierbei ist aber wiederum die Strahlenbelastung zu beachten.

5.5. Beurteilung des gesamten Versuchskonzeptes

Da für diese Studie Probanden benötigt wurden, die sich in Trainingserfahrung, Statur und Kraft ähnlich waren, und der Zeit- und Kostenaufwand für die einzelnen Methoden sehr hoch war, wurden zunächst nur zwei Probanden vermessen. Eine breiter angelegte Studie sollte sich anschließen, wenn sich die Methode für die Knieachsenbestimmung als geeignet erwiesen hätte.

Der entscheidende Vorteil, den die in dieser Studie verwendeten Methoden bieten, ist die Tatsache, dass die Messung der Querschnittsflächen, die Kraftversuche und der Versuch zur Erfassung der Hebelarme jeweils an derselben Person erfolgten.

Ein gleichartiger direkter Vergleich lag in keiner der bisherigen Studien vor. Nur dieser kann aber letztlich eine Aussage über die Vorhersagbarkeit der individuellen Muskelkräfte liefern.

5.6. Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse dieser Studie legen jedoch folgende Schlussfolgerungen nahe:

1. Der Faktor (laut Literatur 0,33 [44; 47]) mit dem die Querschnittsfläche multipliziert werden muss, um auf die Kräfte dieser Muskeln zu schließen, ist für jede Person sehr individuell und wiederum vom Hebelarm abhängig.
2. Jede der hier verwendeten Methoden ist für sich genommen relevant. Die Kombination der einzelnen Verfahren, um die Kräfte einzelner Muskeln tatsächlich an einer Person zu erfassen, ist sehr kritisch zu betrachten, da sich die Ungenauigkeiten, die sich in jedem dieser Ansätze zwangsläufig verbergen, multiplizieren, und somit eine genaue Aussage über die zu erwartenden Kräfte in Frage stellt.
3. Die konkrete Berechnung der Kräfte einer speziellen Person ist stark von der Erfassung ihrer Hebelarme abhängig. Solange also keine Lösung für die Erfassung dieses Hebelarmes vorliegt, können keine genaueren Aussagen für die individuelle Person getroffen werden.

Nach den vorliegenden Ergebnissen kann man also die Muskelkräfte einer Person aus den gemessenen Muskelquerschnittsflächen nur sehr grob abschätzen.

Zusammenfassung

Die Fragestellung dieser Studie lag in der Überprüfung eines Modells, welche eine in vivo Abschätzung der Muskelkräfte eines Menschen ermöglicht.

Dazu wurden die Oberschenkelmuskeln zweier Probanden in einer MRT-Untersuchung vermessen und über die aus der Literatur bekannten Formel $F = PCSA * 0,33 * 10^6$ [44; 47] die theoretische Kraft der beiden Probanden berechnet.

Zum Vergleich wurde bei den beiden Probanden das Kraftmoment ihrer Oberschenkelmuskulatur anhand herkömmlicher Kraftmaschinen ermittelt, und dann in die jeweilige Kraft umgerechnet.

Da die Probanden an den Kraftmaschinen die gleiche Kraft aufbringen konnten, aber die MRT-Messungen unterschiedliche Muskelquerschnittswerte für beide Probanden ergaben, musste der Grund für diese Diskrepanz in den unterschiedlichen Hebelarmen an den Knien der beiden Probanden liegen.

Deshalb wurde der Versuch unternommen, diese Strecke in einem speziellen Bewegungslabor individuell zu ermitteln.

Die Ergebnisse dieses Versuchs ergaben Strecken, die im Zentimeterbereich zwar einigermaßen repräsentativ, für diese Studie aber nicht exakt genug waren, weil auch eine kleine Abweichung dieses Faktors einen großen Unterschied im berechneten Ergebnis bedingt.

Vergleichbare Studien ergaben durchaus andere Ergebnisse über die Vorhersagbarkeit von Muskelkräften, jedoch wurde bei keiner dieser Studien die Messung der Kraft, der Querschnitte und der Hebelarme komplett an immer derselben Person durchgeführt.

Das Ergebnis dieser Studie zeigt, dass es ohne eine geeignete Möglichkeit die Hebelarme der Person genau zu erfassen, nicht möglich ist, die in vivo auftretenden Muskelkräfte einer Person anhand ihrer Querschnitte hinreichend genau abzuschätzen.

7. Literaturverzeichnis

- [1] **Abdel-Aziz, Y.I. & Karaa, H.M.** (1971) "Direct linear transformation from comparator co-ordinates into object space co-ordinates. Proc. ASP/UI Symposium on close-range photogrammetry. Am. soc. Of Photogrammetry, Falls Church, VA. 1-18.
- [2] **Abrams R. A.** ,(1998) "The Introduction to muscle Physiology and design, The Muscle" Physiology Laboratory, University of California, San Diego, www.muscle.ucsd.edu.
- [3] **Benninghoff**, (1994) Anatomie Band 1 15.Auflage, Urban u. Schwarzenberg Verlag (Mü-Wien-Baltimore)
- [4] **Brand R. A., Pedersen D.R., Friederich J. A.**, (1986)," The Sensitivity of Muscle Force Predictions to Changes in physiological Cross-Sectional Area", J. Biomechanics Vol. 19, No. 8, pp.589-596
- [5] **Crownshield R. D., Brand R.A.**, (1981),"A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion", J. Biomechanics, Vol. 14. No. 11, pp. 793-801
- [6] **Deetjen, Speckmann**, (1999), "Physiologie", 3. Auflage, Urban u. Fischer Verlag
- [7] **Dowling J.J., Cardone N.**, (1994), " Relative Cross-Sectional Areas of Upper and Lower Extremity Muscles and Implications for Force Prediction", Int. J. Sports. Med. 15, 453-459
- [8] **Fukunaga T., Roy R.R., Shellock F.G.**, (1992) "Physiological Cross-Sectional Area of Human Leg Muscles Based on Magnetic Resonance Imaging", Journal of Orthopaedic Research, Vol. 10, Nr. 6

- [9] **Heberer; Köle, Tscherne;** (1993), "Chirurgie und angrenzende Gebiete", 6. Auflage, Springer Verlag (Berlin)
- [10] **Henßge C., Lunkenheimer P.P., et al.,** (1984), "Zur supravitalen elektrischen Erregbarkeit der Muskulatur", Z. Rechtsmedizin 93, 165-174
- [11] **Hick, C. und A.,** (1998) Physiologie, Kurzlehrbuch zum Gegenstandskatalog 1, 2. Auflage, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Jena , Lübeck, Ulm
- [12] **Ikai M., Fukunaga T.,** (1970), "A Study on Training Effect in Strength Per Unit Cross-Sectional Area of Muscle by Means of Ultrasonic Measurement.", Int. Z. angew. Physiol. 28, 173-180
- [13] **Ikai M., Fukunaga T.,** (1968), "Calculation of Muscle-Strength per Unit Cross-Sectional Area of Human Muscle by Means of Ultrasonic Measurement", Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie, 26, 26-32
- [14] **Juul-Kristensen B., Bojsen-Møller F., et al.,** (2000) "Muscle Sizes and Moment Arms of Rotator Cuff Muscles Determined by Magnetic Resonance Imaging", Cells Tissues Organs (2000); 167; 214-222
- [15] **Kapandji I. A.,** (1985) Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2 Untere Extremität (schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik), Bücherei des Orthopäden, Ferdinand Enke Verlag Stuttgart
- [16] **Kawakami Yasuo, Hiroshi Akima, et al,** (2001) „Changes in muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise.“, Eur. J. Appl. Physiol. 84, 7-12
- [17] **Klinke / Silbernagel,** (1996) Lehrbuch der Physiologie 2.Auflage, Georg-Thieme-Verlag, Stuttgart •New York

- [18] **Komi P. V.**, (1994) Kraft und Schnellkraft im Sport, Eine Veröffentlichung des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS, Deutscher Ärzteverlag
- [19] **Leonhardt H.**, (1990) "Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des Menschen." Band 3, 8. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York ,S.202-212
- [20] **Lippert, H.**, (1995) "Anatomie" Text und Atlas, Urban & Schwarzenberg Verlag München, 6. Auflage, ISBN 3-541-07216-4
- [21] **Löffler G., Petrides P.**, (1990), "Physiologische Chemie", 4.Auflage, Springer Verlag, S.304
- [22] **Moll K.J., Moll M.**, (1993) Anatomie Kurzlehrbuch zum Gegenstandskatalog 13.Auflage, Jungjohann Verlagsgesellschaft Neckarsulm, Stuttgart
- [23] **Montgomery S.C., Moorehead J.D., et al.**, (1998) "A new technique for measuring the rotational axis pathway of a moving knee.", The Knee 5, 289-295
- [24] **Moorehead J.D., Member IEEE, David M. Harvey, Stephen C. Montgomery**, (2001) "A Surface- Marker Imaging System to Measure a Moving Knee's Rotational Axis Pathway in the Sagittal Plane", IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 48, No. 3, March
- [25] **Müller M., et al.**; (2001/2002) "Chirurgie für Studium und Praxis", 5. Auflage, Medizinische Verlags- und Informationsdienste (Breisach)
- [26] **Narici M. V., Landoni L., Minetti A.E.**, (1992) "Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. ", European journal of Applied Physiology 65: 438-444
- [27] **Narici M. V., Roi G. S., Landoni L.**, (1998) "Force of knee extensor and flexor muscles and cross-sectional area determined by nuclear magnetic resonance imaging ", European Journal of Applied Physiologie, 57,

- [28] **Nieminen H., Niemi J., Takala E.-P. und Viikari-Juntura**, (1995). "Load-sharing patterns in the shoulder during isometric flexion tasks", J. Biomechanics, Vol.28, No. 5, pp. 555-556
- [29] **Panjabi M. M.**, (1979), "Centers and angles of rotation of body joints: a study of errors and optimization.", J. Biomechanics, Vol.12, pp.911-920
- [30] **Penning, Randolph**, (1997) "Rechtsmedizin systematisch", UNI-MED Verlag, Bremen, 1. Auflage, S.25
- [31] **Pickuth, Dirk**, (1998), "Klinische Radiologie systematisch.", UNI-MED Verlag, Bremen, Band 1
- [32] **Praxl, Norbert**, (2001), "Zur Bedeutung passiver Muskeleigenschaften für die menschliche Bewegungskoordination.–Simulationsexperimente mit einem biomechanischen Armmodell und aktiver Muskelsteuerung.", Herbert-Utz-Verlag
- [33] **Pschyrembel**, (1998), Klinisches Wörterbuch, De Gruyter Verlag, 258. Auflage, S.810
- [34] **Putz R., Pabst R.**, (1993) Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen Band 2 Rumpf, Eingeweide, untere Extremität 20. Auflage Urban und Schwarzenberg Verlag (München-Wien-Baltimore)
- [35] **Rauber / Kopsch**, (1987) Anatomie des Menschen, Band 1 Bewegungsapparat
- [36] **Reimers C. D., Gaulrapp H.**, (1998) Muskel- und Sehnensonographie, Deutsche Ärzte-Verlag
- [37] **Reys J.H.O.**, (1915), " Über die absolute Kraft der Muskeln im menschlichen Körper.", Pflüger's Archiv, Band 160

- [38] **Riener R**, (1997) "Neurophysiologische und biomechanische Modellierung zur Entwicklung geregelter Neuroprothesen", Dissertation Technische Universität München.
- [39] **Schantz P., Randall-Fox E., et.al.**, (1983), "Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans.", Acta. Physiol.Scand., 117:219-226
- [40] **Smidt Gary L.**, (1973), " Biomechanical analysis of knee flexion and extension ", J. Biomechanics, Vol.6, pp.79-92
- [41] **Soderberg G. L.**, (1996), "Kinesiology – Application to Pathological Motion", 2nd edition, Williams and Wilkins (Baltimore)
- [42] **Sommer J.**; " Fortran subroutines and test data ISB software resources ", www.isbweb.org
- [43] **Soudan K., Van Audekercke R.**, (1979) Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: The knee joint, J. Biomechanics, Vol. 12, pp. 27-33
- [44] **Veeger H.E.J., Van Der Helm F.C.T., et al.**, (1991), Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism, J. Biomechanics, Vol. 24, No. 7, pp.615-629
- [45] **Weicher H., Strobel G.**, (1994) Biochemisch-physiologische Grundlagen und ihre sportartspezifische Bedeutung, Gustav Fischer Verlag Stuttgart + Jena + New York
- [46] **Wexler A.S., Ding J., Stuart A.**, (1997) A Mathematical Model that Predicts Skeletal Muscle Force, IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 44, No. 5, May 1997

- [47] **Wuelker N., Wirth C.J., Plitz W., et al**, (1995) A dynamic shoulder model: reliability testing and muscle force study, J. Biomechanics, Vol.28, No.5, pp. 489-499
- [48] **Yokoshi, Rohen**, (1993), "Anatomie des Menschen: Photographischer Atlas der systematischen und topographischen Anatomie", 3.Auflage, Schattauer-Verlag (Stuttgart – New-York)

8. Anhang

Das axcalc- Programm [42]:

1. Alle Koordinaten wurden in das körperfeste Koordinatensystem Femur mit Ursprung FEMU transformiert. Somit stellt das Programm alle anderen Punkte in Bezug zu diesem Ursprung dar.
2. Die transformierten Koordinaten der Marker TIBU, TIBO und MAL wurden bei der Zeit $t_1 = 0s$ und $t_2 = 3,0s$ in eine Datei eingelesen und das Programm axcalc aufgerufen. Die beiden Zeitpunkte t_1 und t_2 wurden willkürlich festgelegt und umschreiben einen bestimmten Winkel der Bewegung. Durch die Änderungen, die diese Koordinaten zwischen t_1 und t_2 erfahren, kann das Programm die Drehachse errechnen. Das Programm errechnete die erforderlichen Koordinaten, aus denen dann wiederum die Drehachse bestimmt wurde. (= Abstand PAT zu Finite Helical Axis (FHA)) (s.Abbildung Nr.34)

Die Strecke zwischen PAT und FHA wurde mit folgender Formel für jede einzelne Aufzeichnung errechnet:

Abstand Punkt zu Geraden: (SKIZZE)

$$D = \sqrt{(r^2 - p^2)^2 - ((r - p) \cdot u^o)^2}$$

wobei r und p Vektoren darstellen

Gelöscht: .<sp>

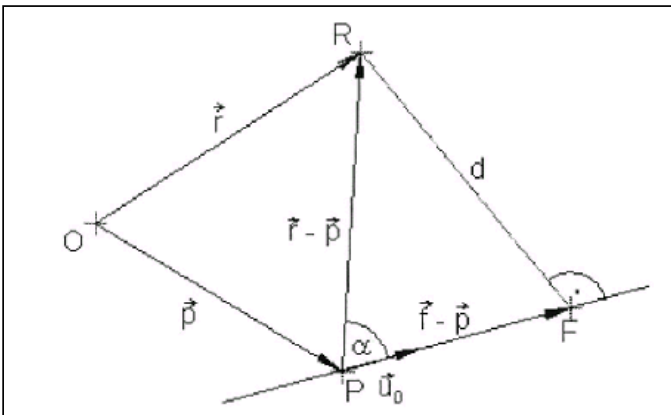


Abb. Nr.34

Der Durchmesser des Markers und der Abstand zwischen Klebepad und Markerkugel (insgesamt 1.9 cm) mussten vom Abstand PAT – FHA abgezogen werden.

Danksagung:

Danken möchte ich folgenden Personen:

Herrn Prof. Dr. Eisenmenger für die Bereitstellung des Themas und den freien Zugang zu den Örtlichkeiten des Rechtsmedizinischen Institutes.

Herrn Professor Graw für die Übernahme der Doktorvaterschaft und die schnelle Korrektur.

Vor allem Herrn Dipl.-Ing. Dr. rer. biol. hum. Markus Schönpflug ebenfalls für die Bereitstellung des Themas, die außerordentlich gute Betreuung, im Rahmen derer immer Zeit für Fragen und Hilfe war. Auch für die Geduld beim Erläutern PC-technischer Fragen, die mir für diese Arbeit, aber auch für später sehr geholfen haben. Für die Bereitstellung als Proband. Und nicht zuletzt für das freundliche und kollegiale Arbeitsklima.

Herrn Dr. phil. Norbert Praxl für freundliche, bereitwillige und zeitaufwendige Hilfe in allen anfallenden Fragen.

Frau Prof. Dr. Leinsinger für die Erfassung der Kernspindaten in ihrem Institut, die gänzlich außerhalb der normalen Arbeitszeiten erfolgten.

Herrn Christian Vollmer für die Erklärungen zur Auswertung der erhobenen MRT-Daten, und die Lösung vieler meiner Probleme.

Herrn Prof. Dr. Klaus Schneider für die Erfassung der zeitaufwendigen Kniedaten in seinen Lehrstuhleinrichtungen.

Herrn Dipl.-Ing. Dr. rer. biol. hum. Alexander Sporrer für die Bereitstellung als Proband.

Herrn Prof. Beier für konstruktive Anregungen.

Meinem Mann für die "moralische Unterstützung".

Vielen Dank!

Lebenslauf

- geb.: 5.10.1976 in Ingolstadt
- Eltern: Ingrid Feil und Dipl.- Ing. Nikolaus Feil
- 1983 Schuleintritt
- 1996 Abitur in Ingolstadt
- 1996-1997 Beginn Studium der Rechtswissenschaften in München
- Sommer 1997.: 2 Monate Pflegepraktikum im Klinikum Ingolstadt
- WS 97/98 Beginn Studium der Humanmedizin in München
- Sommer 1998.: 1 Monat Pflegepraktikum in Curitiba (Brasilien)
- SS 1999 Physikum
- März 2000.: Famulatur Innere Medizin im Klinikum Ingolstadt
- SS 2000 Erstes Staatsexamen
- September 2000.: Famulatur Pädiatrie (Poliklinik München)
- Februar 2001.: Famulatur Rechtsmedizin in München
- Herbst 2001.: Famulatur Gynäkologie in der Frauenklinik München (Maistraße)
- August 2002.: Famulatur Dermatologie Krankenhaus München Schwabing
- Oktober 2002 .: Eheschließung mit Stephan Hackenberg
(Namensänderung zu Nicola Ingrid Hackenberg; geb: Feil)
- März 2003.: 2. Staatsexamen
- 1.Juli 2003.: Geburt meines Sohnes David Hackenberg
- März 2004.: Beginn des Praktischen Jahres
- April 2005.: 3. Staatsexamen
- Ab Oktober 2005: Beginn Tätigkeit am Klinikum der Universität Regensburg
(Abteilung für Hämatologie/Onkologie)

